



**Joana Fernandes Gonçalves Costa**  
Licenciatura em Ciências de Engenharia Biomédica

## **A INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO POSTURAL NO CICLO PERCEPÇÃO-AÇÃO DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Antonio Fernando Catelli Infantosi, Ph.D. Professor Titular,  
Universidade Federal do Rio de Janeiro

Co-orientador: Prof. Paulo José Guimarães da Silva, Pesquisador Pós-Doutorado,  
Universidade Federal do Rio de Janeiro

### **JÚRI:**

Presidente: Dr. Mário António Basto Forjaz Secca, Prof. Associado, FCT-UNL  
Vogais: Dra. Carla Maria Quintão Pereira, Prof<sup>a</sup>. Associada, FCT-UNL (Arguente)  
Prof. Doutor Antonio Fernando Catelli Infantosi, Prof. Titular, COPPE-UFRJ





FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA



PROGRAMA DE  
ENGENHARIA  
BIOMÉDICA  
COPPE/UFRJ

Dissertação para obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica

# A INFLUÊNCIA DA POSIÇÃO POSTURAL NO CICLO PERCEPÇÃO - ACÇÃO DURANTE ESTIMULAÇÃO VISUAL DINÂMICA

Joana Fernandes Gonçalves Costa

Orientador: Professor Doutor Antonio Fernando Catelli Infantosi

Co-orientador: Professor Paulo José Guimarães da Silva

Faculdade de Ciências e Tecnologia  
Universidade Nova de Lisboa

Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE – PEB

Lisboa, Setembro de 2014







#### Direitos de Cópia

A Faculdade de Ciências e Tecnologia, a Universidade Nova de Lisboa, o Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia e a Universidade Federal do Rio de Janeiro têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta Dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.





## Dedicatória

*Ao meu Pai, por ser o melhor instrutor da escola da vida. À minha Mãe, por me transmitir  
óptimismo e boa energia em todas as circunstâncias.*



## Agradecimentos

Agradeço, em primeiro lugar, a Deus, por me ter concedido os melhores *tesouros* que alguém pode ter e que me proporcionaram a melhor educação para enfrentar a vida: o meu pai e a minha mãe. Por sempre acreditarem nas minhas capacidades, mesmo nos momentos em que só vocês as vêem. Por todo o amor e dedicação incomensuráveis com que me nutriram. Não existem palavras que se dignem a vos agradecer. Amo-vos muito.

Aos meus prezados Professores, António Fernando Infantsi e Paulo José Guimarães, por aceitarem orientar-me nesta jornada. Ao Mestre, o Professor Infantsi, por me abrir, de imediato, as portas da sua “casa” e por me conceder o privilégio de elaborar esta Dissertação ao seu abrigo. Obrigado pela ótima recepção, por me fazer sentir uma autêntica *pesquisadora* e, sobretudo, obrigado por partilhar comigo a sua grandiosa sabedoria na Engenharia Biomédica. Ao Paulão, pelas preciosas horas de instrução e troca de ideias e pela atenção e dedicação ao longo de toda a construção desta tese. Um muito obrigado por me transmitir toda a sua experiência e conhecimento na Biomédica. Obrigada, também, pelos docinhos brasileiros nos minutos de pausa para recuperar a inspiração.

Aos meus amigos, por todas as palavras de apoio e por todas as celebrações ao longo destes cinco anos do meu percurso académico. Aos companheiros das longas manhãs, tardes e noites de estudo e partilhas de desespero, Afonso, Joana e Vitória, por percorrerem comigo todos os sítios possíveis e imaginários, próprios ou impróprios, na tentativa de arranjar o local ideal para estudar. À Carlota e à Bárbara, as minhas (quase) companheiras de casa, obrigada pelos longos momentos de conversa e descontração. Ao membro mais recente, Joaninha, pelas gargalhadas e *facejackings* sem fim. À Janete, pela sua curiosidade e interesse constante nas minhas tarefas e disciplinas académicas. À Laura, por estar sempre presente com uma palavra reconfortante e pelo seu sofá nos primeiros finais de semana em Lisboa. Ao Ricardo, pelas longas conversas telefónicas de partilha e desabafos académicos. À Janete e ao Brito, pelos *sunsets* terapêuticos no *Wakiki* e pela força e motivação neste grande e sensacional passo da minha vida, que foi este ano no Rio de Janeiro. À Ana e à Luísa, pelo companheirismo académico e, acima de tudo, pela amizade. Às *famílias* do Rio, pelos diversos momentos de risada e descontração ao chegar a casa esgotada. Pelas aventuras turísticas, pelo apoio moral, pelos jantares e pelas comemorações, mas, sobretudo, pela vossa grande amizade, o melhor *souvenir* que poderia ter trazido do Brasil, para toda a vida.

Ao pessoal do PEB, por toda a hospitalidade e boa disposição constantes. Um especial obrigado aos voluntários que tornaram possível a realização desta pesquisa.

Não poderia deixar de agradecer a todos os Professores que, ao longo destes cinco anos, contribuíram para o meu conhecimento e formação na Engenharia Biomédica. Em especial, ao Professor Mário Secca, pela sua contribuição e dedicação que têm conduzido ao sucesso deste curso.



## Resumo

A influência da posição postural no ciclo percepção – acção foi investigada com base no potencial evocado visual relacionado com o movimento (M-VEP). Para tal, sinais EEG multicanal de 25 indivíduos saudáveis foram adquiridos durante as posições posturais ortostática (*O*) e sentada (*S*), sob estimulação visual dinâmica (ED) de afastamento (AF) e aproximação (AP) de um cenário virtual. Para gerar ED, os móveis e utensílios do cenário virtual foram expandidos (ou reduzidos) enquanto o piso, as paredes e o teto deslocam-se linearmente no sentido anterior (ou posterior) com uma velocidade de 1,2 m/s durante 1 s. O M-VEP foi estimado para cada posição e estimulação pelo cálculo da média coerente dos sinais EEG sincronizados com o início do movimento da ED, a qual evidenciou as componentes P1, N2 e P3 (dominância N2 em relação a P1). Embora o M-VEP não dependa do sentido da estimulação (*Wilcoxon*,  $p > 0,20$ ), o *running t-test* indicou que no intervalo 470 a 900 ms, após o início da ED, o *grand-averaged* do M-VEP para posição *O* difere ( $p < 0,10$ ) daquele da posição *S* nas derivações parietais, frontais e centrais. Além disso, a distribuição da latência da componente P3 para *O* também difere daquela de *S* (*Wilcoxon*:  $p < 0,06$ ), para as mesmas derivações, independentemente do sentido da ED. A correlação cruzada indicou atraso da componente P3 de *S* em relação à de *O*, em particular ( $p < 0,10$ ) nas derivações frontais e centrais durante AP (50 ms) e somente centrais durante AF (30 ms). Estes resultados reflectem a antecipação do processamento cortical hierárquico relacionado com a cognição, o planeamento e a acção motora, associados às maiores exigências da posição ortostática para manter o equilíbrio evidenciando, portanto, a potencialidade deste protocolo para investigar o ciclo percepção – acção durante posições posturais distintas.

**Palavras-chave:** Controlo Postural, Ciclo Percepção – Acção, EEG, Estimulação Visual Dinâmica, Média Coerente, M-VEP



## Abstract

The influence of posture on the perception – action cycle was investigated using the motion-onset visual evoked potential (M-VEP). The multichannel EEG of 25 healthy subjects were acquired during orthostatic (O) and sitting (S) positions, under dynamic visual stimulation (DS) with backward (B) and forward (F) motions of a virtual scenario. To carry out the ED, the furniture of the scenario was expanded (or reduced) while floor, walls and ceiling moved linearly in the anterior-posterior direction with a velocity of 1,2 m/s during 1 s. The M-VEP was estimated for each postural position and stimulation by coherently averaging the EEG signals epochs synchronized with the onset of the DS motion, highlighting the P1, N2 and P3 components (N2 dominance). Although the M-VEP is independent of DS direction (*Wilcoxon*,  $p > 0,20$ ), the *running t-test* pointed out that in the range 470 to 900 ms after the onset of ED, the grand-averaged of the M-VEP for O position differs ( $p < 0.10$ ) from that for S position in the parietal, frontal and central derivations. In addition, the latency distribution of the P3 component for O also differs from that of S (*Wilcoxon*,  $p < 0,06$ ), independently of the ED direction. The cross-correlation indicated a time delay of the P3 component during S position in relation to that of O, particularly ( $p < 0,10$ ) in the frontal and central EEG derivations during F (50 ms) and only in the central during B (30 ms). These findings reflect the anticipation of the hierarchical cortical processing related to cognition, motor planning and action, associated with the greater demands of the orthostatic position to maintain balance. Therefore, indicating the potentiality of this protocol to investigate the cycle perception-action during distinct postural positions.

**Key-words:** Postural Control, Perception-Action Cycle, EEG, Dynamic Visual Stimulation, Coherent Average, M-VEP.





## Símbolos e Unidades

$\alpha$	Nível de significância do teste estatístico
$\tau$	Deslocamento temporal na correlação cruzada
$E$	Esperança matemática
$p$	Valor- $p$ ou nível descritivo
$k\Omega$	KiloOhm
$\mu V$	Microvolt
$V$	Volt
$\Sigma$	Somatório
$^{\circ}C$	Graus Celsius
$cd$	Candela
$cd/m^2$	Unidade de luminância
$mm$	Milímetro
$cm$	Centímetro
$m$	Metro
$Hz$	Hertz
$Ms$	Milisegundo
$s$	Segundo
$min$	Minuto
$var$	Variância



## Terminologia e Siglas

AF	<b>A</b> fastamento;
AP	<b>A</b> proximação;
Ag/AgCl	Prata-Cloreto de Prata;
Área 1, 2 e 3	Córtex Somatossensitivo;
Área 39 e 40 de Brodmann	Regiões do Córtex Parietal;
Área 17	Área Estriada de Brodmann;
BCI	Interface Cérebro-Máquina (do inglês, <i>Brain Computer Interface</i> );
B1, B2, B3, B4, B5, B6	Blocos do Protocolo Experimental;
Cx	Linha de Eléctrodo Central ou Rolândico, x = 3, z ou 4;
CAD	Conversor Analógico-Digital;
Canal M	Canal da via Magnocelular (selectivo ao movimento);
Canal P-IB	Canal da via Parvocelular Interbolhas (selectivo à forma);
Camada IV $\alpha$	Camada de células localizada em V1 com selectividade à orientação;
Camada IV $\beta$	Camada de células em V1 com campo receptivo binocular selectivas à direção;
Camada IVB	Camada de células em V1 com campo receptivo binocular selectivas à direção;
Camada II e III	Camada de células na região de bolhas de V1
CE	Cenário Estático;
CEP	Comité de Ética em Pesquisa;
CP	Centro de Pressão;
ED	Estimulação Dinâmica;
ED <sub>AF</sub>	Estímulo Dinâmico de <b>a</b> fastamento;
ED <sub>AP</sub>	Estímulo Dinâmico de <b>a</b> proximação;
EEG	Eletroencefalograma;
EEGe	Eletroencefalograma Espontâneo;
ERD	Dessincronização Relacionada a Evento (do inglês, <i>Event Related Desynchronization</i> );
ERS	Sincronização Relacionada a Evento (do inglês, <i>Event Related Synchronization</i> );
Fc	Frequência de corte;
Fx	Linha de Eléctrodo Frontal, x = 3, z ou 4;
Fs	Frequência de Amostragem/Aquisição;

Fp	Linha de Eletrodo Pré-Frontal;
Fz, Cz e Pz	Eletrodos da Linha Média;
IDE	Ambiente de Desenvolvimento Integrado (do inglês, <i>Integrated Development Environment</i> );
IESC	Instituto de Estudos em Saúde Coletiva;
IT	Córtex Temporal Inferior;
M <sub>AP</sub>	Número de épocas livres de artefactos para o cenário em aproximação;
M <sub>AF</sub>	Número de épocas livres de artefactos para o cenário em afastamento;
M-VEP	Potencial Evocado Visual relacionado com o início do Movimento ( <i>Motion-onset Visual Evoked Potential</i> );
MST	Área do córtex Temporal Médio-Superior, ou V5a (do inglês, <i>Mead Superior Temporal</i> );
MT	Área do Córtex Médio-Temporal, ou V5 (do inglês, <i>Mead Temporal</i> );
NGL	Núcleo Geniculado Lateral;
Não-P-e-não-M	Células ganglionares conicocelulares da retina;
Ox	Linha de elétrodo Occipital, x = 1, z ou 4;
O	Posição postural Ortostática;
O1, O2, O3	Blocos experimentais correspondentes à posição Ortostática;
O <sub>OF</sub>	Posição Ortostática de Olhos Fechados;
O <sub>OA</sub>	Posição Ortostática de Olhos Abertos;
OTG	Órgão Tendinoso de Golgi;
P	Linha de elétrodo Parietal;
P1	Primeira componente positiva do M-VEP;
P3	Terceira componente positiva do M-VEP;
O <sub>OF</sub>	Posição Ortostática de Olhos Fechados;
O <sub>OA</sub>	Posição Ortostática de Olhos Abertos
PEV	Potencial Evocado Visual;
RSR	Relação Sinal Ruído;
RGB	Sistema de cores aditivas: verde, vermelho e azul (do inglês, <i>Red Green and Blue</i> );
SNC	Sistema Nervoso Central;
SNP	Sistema Nervoso Periférico;
S	Posição postural Sentada;
S1, S2, S3	Blocos experimentais correspondentes à posição Sentada;
S <sub>OF</sub>	Posição Sentada de Olhos Fechados;
S <sub>OA</sub>	Posição Sentada de Olhos Abertos;
Tipo M	Células ganglionares Magnocelulares da retina;

Tipo P	Células ganglionares Parvocelulares da retina;
VEP	Potencial Evocado Visual ou PEV (do inglês, Visual Evoked Potential);
V1	Área do córtex visual primário, ou estriado, análoga da área citoarquitetónica 17;
V2	Área do córtex visual secundário, análoga da área citoarquitetónica 18;
V3	Área do córtex visual análoga da área citoarquitetónica 18;
V3a	Área do córtex visual análoga da área citoarquitetónica 19;
V4	Área do córtex visual análoga da área citoarquitetónica 19;
V5	Área do córtex visual análoga da área citoarquitetónica 19;



# Índice

<b>Direitos de cópia</b>	v
<b>Dedicatória</b>	vii
<b>Agradecimentos</b>	ix
<b>Resumo</b>	xi
<b>Abstract</b>	xiii
<b>Símbolos e unidades</b>	xv
<b>Terminologia e siglas</b>	xvii
<b>Índice</b>	xxi
<b>Lista de figuras</b>	xxiii
<b>Lista de tabelas</b>	xxvii
<b>CAPÍTULO I – Introdução</b>	1
1.1. Objectivo .....	2
1.2. Objectivos específicos .....	2
1.3. Estrutura do trabalho .....	3
<b>CAPÍTULO II – Controlo postural: uma abordagem neuroanatomo-fisiológica</b>	5
2.1. O Sistema Visual.....	6
2.1.1. Estruturas decodificadoras dos sinais visuais: da Retina ao Núcleo Geniculado Lateral .....	7
2.1.2. Vias de transmissão e áreas de associação da informação visual.....	8
2.2. O Sistema Vestibular .....	10
2.3. O Sistema Sensorial Somático .....	11
2.4. O Controlo Postural e o Ciclo Percepção-Acção: integrando os sistemas .....	12
2.5. O Controlo Postural durante a Estimulação Visual Dinâmica .....	13
<b>CAPÍTULO III – O Eletroencefalograma e o Potencial Evocado Visual Relacionado com o Movimento</b>	17
3.1. O Eletroencefalograma.....	17
3.2. A resposta cortical relacionada à Estimulação Visual Dinâmica: O M-VEP.....	20
<b>CAPÍTULO IV - Materiais e Métodos</b>	27
4.1. Caracterização da amostra e Considerações Éticas.....	27
4.2. Protocolo Experimental.....	28
4.3. Configuração Experimental .....	30

4.4. Pré-processamento do sinal EEG .....	31
4.5. Processamento do sinal EEG .....	33
<b>CAPÍTULO V – Resultados</b>	35
5.1. M-VEP individual .....	35
5.2. Resultados do <i>Grand-Averaged</i> .....	45
<b>CAPÍTULO VI – Discussão</b>	51
<b>CAPÍTULO VII – Conclusão</b>	57
7.1. Perspectivas Futuras.....	57
<b>Referências Bibliográficas</b>	59
<b>Anexo A: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</b>	64
<b>Anexo B: Inquérito dos dados pessoais do voluntário e Relatório Experimental</b>	66
<b>Anexo C: Tabelas de valores das componentes do M-VEP <i>Grand-Averaged</i></b>	68



## Lista de Figuras

2.1	Córtex cerebral humano. a) Divisões anatomico-funcionais; b) mapa citoarquitetónico de Brodmann (adaptado de Bear <i>et al.</i> , 2008). ....	6
2.2	O olho e a representação das camadas de neurónios fotorreceptores da retina, ao nível da fóvea. Os cones situam-se na retina central, a cerca de 10° a partir da fóvea e os bastonetes, na periferia. A projecção espacial do nervo óptico desprovida de fotorreceptores denomina-se por ponto cego (alterada de Bear <i>et al.</i> , 2008).....	7
2.3	Hemicampos visuais esquerdo e direito. As células ganglionares em ambas as retinas que respondem a estímulos visuais no hemicampo esquerdo projectam axónios no tracto óptico direito e vice-versa. V1 é o córtex visual primário (adapt. de BEAR <i>et al.</i> , 2008)....	8
2.4	a) Esquema ilustrativo de funções mediadas pelas vias de transmissão paralelas, que conectam os centros de processamento cortical (via magnocelular, via parvocelular, via dorsal e via ventral); Os ícones representam os atributos de processamento nessas áreas. b) As seis camadas de neurónios do córtex estriado V1 (adapt. de KANDEL <i>et al.</i> , 2000).	9
2.5	Labirinto vestibular: constituintes do sistema vestibular. Cada órgão otolítico de ambos os hemisférios da cabeça têm os correspondentes canais semicirculares dispostos paralelamente, que se juntam num canal central, o vestíbulo (adapt. de Bear <i>et al.</i> , 2008)..	11
2.6	Unidades do sistema sensorial somático e distribuição do CP na sola dos pés.....	12
3.1	Ritmos cerebrais dominantes do sinal EEG no humano saudável (modificado de SANEI e CHAMBERS, 2007). ....	18
3.2	Posição esquemática dos eléctrodos segundo o Sistema Internacional 10-20 (adapt.de EDMONDS, 1992).....	19
3.3	Modelo Linear Aditivo para a representação da geração do M-VEP: o <i>input</i> , $x[k]$ , é a estimulação visual, $h[k]$ é a função de transferência (córtex), $s[k]$ é a resposta efetiva à estimulação, $r[k]$ é o EEGe e $y[k]$ é o sinal medido (DA_SILVA <i>et al.</i> , 2013).. ....	21
3.4	Padrões M-VEP (a); Dominância P1 e N2 (b); c) distribuição topográfica (adapt. de Kuba <i>et al.</i> , 2007). ....	23

4.1	a) As cinco disposições dinâmicas do cenário virtual, desde a posição mais expandida à mais reduzida do observador; voluntário #3 sob estimulação visual dinâmica na posição ortostática (b) e sentada (c). ....	29
4.2	Diagrama ilustrativo dos blocos das condições de experimentação e durações respectivas. .	30
4.3	a) Touca modelo ECI Electro-Cap Electrode System <sup>TM</sup> (Electro-Cap International, Inc., EUA), tamanho grande (58-62cm); b) Amplificador de sinais biológicos BNT de 36 canais (32 AC e 4 DC), com comunicação de dados via rede e filtros configuráveis entre 0,1 e 100 Hz. ....	31
4.4	<i>Software</i> do sistema integrado de sinais EEG, durante uma aquisição de sinal correspondente a um dos blocos de estimulação visual dinâmica (S, bloco#5). ....	31
4.5	Segmento do sinal EEG do voluntário #1 (a azul) sincronizado com o sinal de <i>trigger</i> (a vermelho), ilustrando uma sequência aleatória de estímulos dinâmicos de afastamento (AF) e aproximação (AP), com duração de 1 s e intervalados por 6 s de cenário estático (CE). ....	32
4.6	Épocas de sinais EEG do voluntário #1 na posição sentada durante estimulação de aproximação, correspondente ao intervalo temporal que inclui 3 s da CE exactamente antes do evento AP ( $t = 0$ ) até os 6 s de CE seguinte. Os tracejados verticais indicam a duração do movimento do cenário (1 s). ....	33
4.7	Em cima: sinal M-VEP do voluntário #1, com as suas componentes e pico-a-pico N2 - P3; em baixo: sinal resultante do cruzamento com o zero da primeira derivada da forma de onda correspondente. ....	34
5.1	Média coerente do sinal EEG do voluntário #3 estimado para a posição ortostática (vermelho) e sentada (verde) durante observação da parede branca. <i>MO</i> e <i>MS</i> referem-se ao número de épocas livres de artefactos para as posições ortostática e sentada, respectivamente. ....	36
5.2	M-VEP do voluntário #3 estimado para a posição ortostática (vermelho) e sentada (verde) durante aproximação do cenário virtual. O tracejado preto vertical indica o início ( $t = 0$ s) e o fim ( $t = 1$ s) da estimulação dinâmica. <i>MO<sub>AP</sub></i> e <i>MS<sub>AP</sub></i> referem-se ao número de épocas livres de artefactos para as posições ortostática e sentada, respectivamente. ....	37
5.3	M-VEP do voluntário #4 estimado para a posição ortostática (vermelho) e sentada (verde) durante aproximação do cenário virtual. O tracejado preto vertical indica o início ( $t = 0$ s) e o fim ( $t = 1$ s) da estimulação dinâmica. <i>MO<sub>AP</sub></i> e <i>MS<sub>AP</sub></i> referem-se ao número de épocas livres de artefactos para as posições ortostática e sentada, respectivamente. ....	39

5.4	Média coerente do sinal EEG do voluntário #1, para a posição ortostática (azul) e sentada (preto), sincronizado com o início do afastamento do cenário virtual. O tracejado vertical preto indica o início da estimulação visual ( $t = 0$ s) e a conclusão da mesma ( $t = 1$ s). $MS_{AF}$ e $MO_{AF}$ referem-se ao número de segmentos livres de artefactos para as posições sentada e ortostática, respectivamente.....	41
5.5	Média coerente do sinal EEG do voluntário #5 para a posição ortostática (azul) e sentada (preto), na condição de afastamento (AF) do cenário virtual. O tracejado preto vertical indica o início da estimulação visual ( $t = 0$ s) e a conclusão da mesma ( $t = 1$ s). $MO_{AF}$ e $MS_{AF}$ referem-se ao número de trechos livres de artefactos para a posição sentada e ortostática, respectivamente... ..	42
5.6	Diagramas de distribuição das amplitudes das componentes N2 e P3 do M-VEP para ambas as posições posturais ( <i>S</i> e <i>O</i> ) durante a estimulação virtual dinâmica de aproximação (AP) e afastamento (AF). .....	44
5.7	Diagramas de distribuição das latências das componentes N2 e P3 do M-VEP para ambas as posições posturais ( <i>S</i> e <i>O</i> ) durante a estimulação virtual dinâmica de aproximação (AP) e afastamento (AF).....	45
5.8	<i>Grand-Averaged</i> do conjunto dos M-VEPs eliciados pela dinâmica de aproximação do cenário virtual, para as posições ortostática (vermelho) e sentada (verde), estimados com $MO_{AP}$ e $MS_{AP}$ épocas livres de artefacto, respectivamente. O tracejado vertical indica o intervalo de ED (1 s). As áreas cinzentas apontam os resultados do <i>running t-test</i> , onde o padrão da posição <i>S</i> difere da <i>O</i> ( $p < 0.10$ ).....	46
5.9	Correlação cruzada entre os M-VEPs da figura anterior. Os pontos a rosa assinalam o atraso temporal ( $\tau$ , Tabela 5.5) do pico P3 do M-VEP de <i>S</i> relativo aquele de <i>O</i> na ED de AP. ....	47
5.10	<i>Grand-Averaged</i> do conjunto dos M-VEPs eliciados pela dinâmica de afastamento do cenário virtual, para as posições ortostática (azul) e sentada (preto), estimados com $MO_{AF}$ e $MS_{AF}$ épocas livres de artefacto, respectivamente. O tracejado vertical delimita o intervalo de ED (1 s). As áreas cinzentas indicam os resultados do <i>running t-test</i> , onde o padrão da posição <i>S</i> difere da <i>O</i> ( $p < 0.10$ ).....	48
5.11	Correlação cruzada entre os M-VEPs da figura anterior. Os pontos a rosa assinalam o atraso temporal ( $\tau$ , Tabela 5.6) do pico P3 do M-VEP de <i>S</i> relativo aquele de <i>O</i> na ED de AF. ....	49



## Lista de Tabelas

5.1	Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP, $\mu\text{V}$ ) N2—P3 do voluntário #3 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de aproximação. A negrito destacam-se os valores mais extremos. ....	38
5.2	Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP, $\mu\text{V}$ ) N2—P3 do voluntário #4 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de aproximação. A negrito destacam-se os valores mais extremos. ....	40
5.3	Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP, $\mu\text{V}$ ) N2—P3 do voluntário #1 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de afastamento. A negrito destacam-se os valores mais extremos.....	41
5.4	Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP, $\mu\text{V}$ ) N2—P3 do voluntário #5 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de afastamento. A negrito destacam-se os valores mais extremos.....	43
5.5	Intervalo de tempo ( $\Delta t$ , em ms) onde M-VEP na posição O difere estatisticamente daquele de S ( <i>running t-test</i> , $\alpha = 0,10$ ), para a ED de aproximação. Atraso temporal ( $\tau$ em ms) do pico P3 do M-VEP de S relativo aquele de O. ....	46
5.6	Intervalo de tempo ( $\Delta t$ , em ms) onde M-VEP na posição O difere estatisticamente daquele de S ( <i>running t-test</i> , $\alpha = 0,10$ ), para a ED de afastamento. Atraso temporal ( $\tau$ em ms) do pico P3 do M-VEP de S relativo aquele de O. ....	48
C.1	Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP, $\mu\text{V}$ ) N2—P3, durante estimulação visual dinâmica, referentes ao <i>Grand-Average</i> para as posições ortostática e sentada, na condição de aproximação. A negrito encontram-se destacados os valores mais extremos. ....	68
C.2	Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP, $\mu\text{V}$ ) N2—P3, durante estimulação visual dinâmica, referentes ao <i>Grand-Average</i> para as posições ortostática e sentada, na condição de afastamento. A negrito encontram-se destacados os valores mais extremos. ....	69



# CAPÍTULO I

## Introdução

O sistema visual desempenha um papel fundamental na orientação do corpo em relação ao meio externo, na medida em que procura minimizar as oscilações posturais através de uma representação cortical do ambiente envolvente (PAULUS *et al.*, 1989; Horak e Macpherson, 1996). Contudo nem toda a informação visual é percebida e usada no controlo e/ou manutenção do equilíbrio postural no espaço, existindo casos em que a ilusão por ela provocada (*vection*) induz a correções posturais inapropriadas (KELLY *et al.*, 2005; DOKKA *et al.*, 2009). Tal depende, não só do sistema visual, mas também dos demais sistemas sensoriais, responsáveis pelo processamento de *inputs* específicos do ambiente e da inserção do sujeito no mesmo. O controlo postural está, portanto, sujeito à necessidade de processar as informações sensoriais provenientes do meio envolvente, bem como a sua integração ao nível dos centros superiores do córtex cerebral (áreas primárias e associativas). Por outro lado, é também indispensável um planeamento de acções motoras, capazes de produzir ajustes posturais de forma a atingir, ou manter, o equilíbrio postural (ciclo percepção-acção).

Inúmeros estudos com distintos protocolos de estimulação visual têm sido feitos (para além dos clássicos paradigmas com perturbações biomecânicas) procurando aceder à resposta motora resultante dos distúrbios posturais provocados por tais estimulações (KESHNER *et al.*, 2004; STREEPEY *et al.*, 2007; DOKKA *et al.*, 2009). Além disso, a execução de funções cognitivas complexas ou a permanência em superfícies instáveis também têm influência no controlo postural, dada a maior necessidade de processamento visual e integração sensorial ao nível dos centros superiores (SOBOUNOV *et al.*, 2000; SLOWALLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002; STREEPEY *et al.*, 2007). Adicionalmente, quanto maior a complexidade para se manter uma posição corporal mais elevados serão esses apelos corticais, levando a um maior recrutamento de unidades cerebrais de ordem superior (Horak *et al.*, 1997). No entanto, a resposta cortical de processamento visual, que poderá explicar exigências da activação do sistema de controlo postural, foi investigada apenas por DA\_SILVA *et al.*, 2013. Deste modo, hipotetiza-se que as respostas corticais do processamento visual poderiam refletir os estados de exigência postural, já que estes estão relacionados com as vias de processamento cortical do ciclo percepção-acção.

Habitualmente, a estimulação visual dinâmica em ambiente de realidade virtual tem sido aplicada na investigação do controlo postural durante a posição ortostática, permitindo avaliar o mecanismo de manutenção e de recuperação da estabilidade em condições de cenário distintas (KESHNER *et al.*, 2004; STREEPEY *et al.*, 2007; DOKKA *et al.*, 2009; DA\_SILVA, 2010). Segundo

KUBA *et al.* (2007), a estimulação visual dinâmica pode evocar uma resposta cortical relacionada ao movimento (M-VEP: *Motion-related Visual Evoked Potential*), a qual representa as propriedades espaço-temporais do processamento do movimento no ambiente (KUBA *et al.*, 2007; Kremláček *et al.*, 2004, 2012; DA\_SILVA *et al.*, 2013). Este sinal M-VEP tem origem no córtex occipital (área visual) e parietal (região associativa), apresentando três componentes específicas com picos positivo e negativo, denominados P1, N2 e P3, cujas amplitudes e latências dependem dos parâmetros do movimento estimulante, como por exemplo a duração, o contraste, a luminância e o tipo do movimento (KUBA *et al.*, 2007; KREMLÁČEK *et al.*, 2012 GUO *et al.*, 2008; DA\_SILVA *et al.*, 2013).

Assim, técnicas de processamento digital de sinal no domínio do tempo, como a média coerente, têm sido aplicadas ao sinal electroencefalográfico multicanal (EEG) para estimar o M-VEP e investigar as vias de processamento cortical dos centros superiores em resposta a distintas condições de estímulo visual (KUBA *et al.*, 2007; MERCIER *et al.*, 2009; KREMLÁČEK *et al.*, 2012). Utilizando esta metodologia, DA\_SILVA *et al.* (2013) reportaram haver diferença espaço-temporal (occipito-parieto-fronto-central) nos padrões M-VEP resultantes da aproximação e do afastamento de um cenário virtual. No entanto tal protocolo tem sido realizado apenas com o voluntário na posição ortostática. Neste contexto, esta técnica pode ser usada para investigar a influência da posição postural no M-VEP eliciado por estimulação visual dinâmica, já que este representa as propriedades espaço-temporais do processamento cortical no ciclo percepção-acção.

## 1.1. Objectivo

O presente estudo pretende investigar a resposta cortical (M-VEP) eliciada pela estimulação visual dinâmica de expansão ou redução de um cenário virtual, estando o voluntário em duas posições posturais distintas: ortostática (*O*) e sentada (*S*). Por conseguinte, tenciona-se estabelecer a influência destas posições corporais no ciclo percepção – acção por eventuais diferenças no padrão da atividade cerebral que representam o processamento cognitivo, planeamento e acção motora associado à posição.

### 1.1.1. Objectivos específicos

- Aplicar métodos de processamento digital de sinais EEG no domínio do tempo (média coerente) para avaliar a resposta cortical à estimulação visual dinâmica nestas posições posturais;
- Investigar os componentes do M-VEP gerados a partir da estimulação visual dinâmica;
- Aplicar técnicas estatísticas (teste de *Wilcoxon* e teste *t* “corrido”,  $\alpha = 0,10$ ) aos padrões M-VEP das diferentes condições posturais e de estimulação virtual dinâmica;



## 1.2. Estrutura do Trabalho

A vigente Dissertação encontra-se estruturada em sete capítulos.

Na presente secção é apresentada uma breve contextualização do tema em estudo, bem como dos objectivos em vista.

No capítulo dois, o leitor será introduzido com uma breve descrição da anatomia e funcionalidades dos sistemas neuronais que participam nas estratégias de controlo postural, sendo eles o visual, vestibular e sensorial somático. Será dado maior destaque ao primeiro, dado o seu papel na percepção de estímulos visuais, o qual deverá assumir um papel crucial no ciclo percepção-acção subjacente ao controlo postural, que é o foco deste estudo. De seguida, será feita uma sucinta revisão de literatura acerca da avaliação da integração dos sistemas de controlo postural e o ciclo percepção – acção, desde o mais básico nível de manutenção, até à necessidade de execução de tarefas motoras que impulsionem ajustes posturais. Será apresentado o estado da arte do controlo postural com maior ênfase dada às investigações que utilizaram a estimulação visual dinâmica nos seus protocolos experimentais, isto é, recorrendo à via visual para avaliar a interação sensório-motora que rege o ciclo percepção – acção, bem como as que avaliaram os métodos neuronais empregados para processar informação, na tentativa de detectar os mecanismos de actuação cortical do controlo postural.

No capítulo três encontra-se a fundamentação da técnica de medição da actividade bioelétrica cerebral no adulto normal aqui utilizada, nomeadamente o electroencefalograma, bem como as técnicas de processamento de sinal EEG no domínio do tempo usadas para estimar o M-VEP. De seguida, serão citadas as principais fontes de estudo do M-VEP, de modo a ser feito o seu enquadramento teórico do M-VEP.

No capítulo quatro, em primeiro lugar será feita a descrição dos voluntários participantes e dos critérios de inclusão ou exclusão que compõem esta investigação, assim como do protocolo experimental que caracteriza o cenário virtual usado para proporcionar estimulação dinâmica e da configuração para a aquisição dos sinais resultantes da estimulação. Por último segue-se o pré e o processamento dos sinais EEG adquiridos.

No capítulo cinco serão apresentados os resultados dos M-VEPs resultantes do processamento dos sinais EEG no domínio do tempo. A exposição dos mesmos será feita individualmente, para quatro indivíduos e para o conjunto da amostra (*grand-averaged*).

No capítulo seis os resultados serão discutidos e confrontados com a literatura.

O desfecho desta Dissertação é feito com a conclusão, no capítulo sete, juntamente com propostas de actuação futura, face aos resultados alcançados.



## CAPÍTULO II

### Controlo Postural: uma abordagem neuroanatomofisiológica

O processamento cortical da informação necessária ao planeamento e orientação corporal, bem como à manutenção do equilíbrio, é uma tarefa complexa. Esta requer uma integração de diversos sistemas sensoriomotores dentro do Sistema Nervoso Central (SNC) e Periférico (SNP), que promovem o sustento físico através do controlo postural com uma acção motora coordenada, de acordo com KANDEL (2000), GLOVER (2004), BEAR *et al.* (2008). Segundo estes autores, por detrás do mecanismo básico de controlo postural, emerge um acoplamento estratégico entre os sistemas visual, vestibular e somatosensitivo. Além disso, o planeamento e controlo do movimento corporal resultam de representações visuais e corporais, processadas em regiões distintas do córtex parietal. Por outro lado, tal mecanismo depende do contexto com que o indivíduo se depara, pelo que o balanço da participação relativa desses sistemas é, também, contexto-dependente (HORAK, 2006).

O SNC é constituído pelo encéfalo e pela medula espinhal. O encéfalo é uma porção altamente organizada e é constituída pelo cérebro, cerebelo e tronco encefálico. Os seus neurónios constituintes estão interconetados entre si através de sinapses eletroquímicas (Bear *et al.*, 2008). A informação sensorial chega até este para ser processada em diferentes regiões, conforme as funções desempenhadas. O resultado desse processamento é então enviado para o sistema motor, que desencadeia respostas em função da informação de entrada. Este mecanismo está altamente integrado, através da participação de diversas regiões no processamento, planeamento, monotorização e regulação das acções e reacções corporais do ciclo percepção - acção (KANDEL *et al.*, 2000).

O cérebro é dividido em dois hemisférios, separados pela fissura sagital, cujas funções são contralaterais ao lado do corpo correspondente. Este é ainda subdividido em quatro lobos (frontal, temporal, parietal e occipital, figura 2.1 a), os quais apresentam áreas corticais especializadas (primárias, secundárias ou terciárias), que desempenham diferentes papéis no processamento da informação sensorio-motora (KANDEL *et al.*, 2000). Tais áreas corticais (ou de Brodmann) diferem entre si tanto na estrutura microscópica quanto na função que desempenham. Por exemplo, no lobo occipital situam-se as áreas visuais 17, 18 e 19 do córtex (figura 2.1 b), destinadas ao processamento da informação visual que chega da retina (Bear *et al.*, 2008). Além disso, o córtex cerebral apresenta estrutura com configuração rugosa, em forma de circunvoluções (giros) delimitadas por sulcos, que permitem uma maior superfície de contacto e, portanto, um processamento de informação mais robusto. Assim, o córtex occipito-temporal está envolvido no processamento de informação visual, enquanto o córtex parietal (ou área associativa) integra as informações somatosensoriais e visuais

associadas à estratégia e controlo postural. Já o córtex frontal é responsável pelo planeamento de acções motoras. Por fim, o córtex central (ou motor) desempenha funções relacionadas à execução efetiva do movimento (Bear *et al.*, 2008). De acordo com o presente âmbito, será dado maior destaque ao sistema visual, já que permanecem alvos de estudo os mecanismos pelos quais a visão opera, acoplando-se com a oscilação corporal e gerando o ciclo percepção-acção.

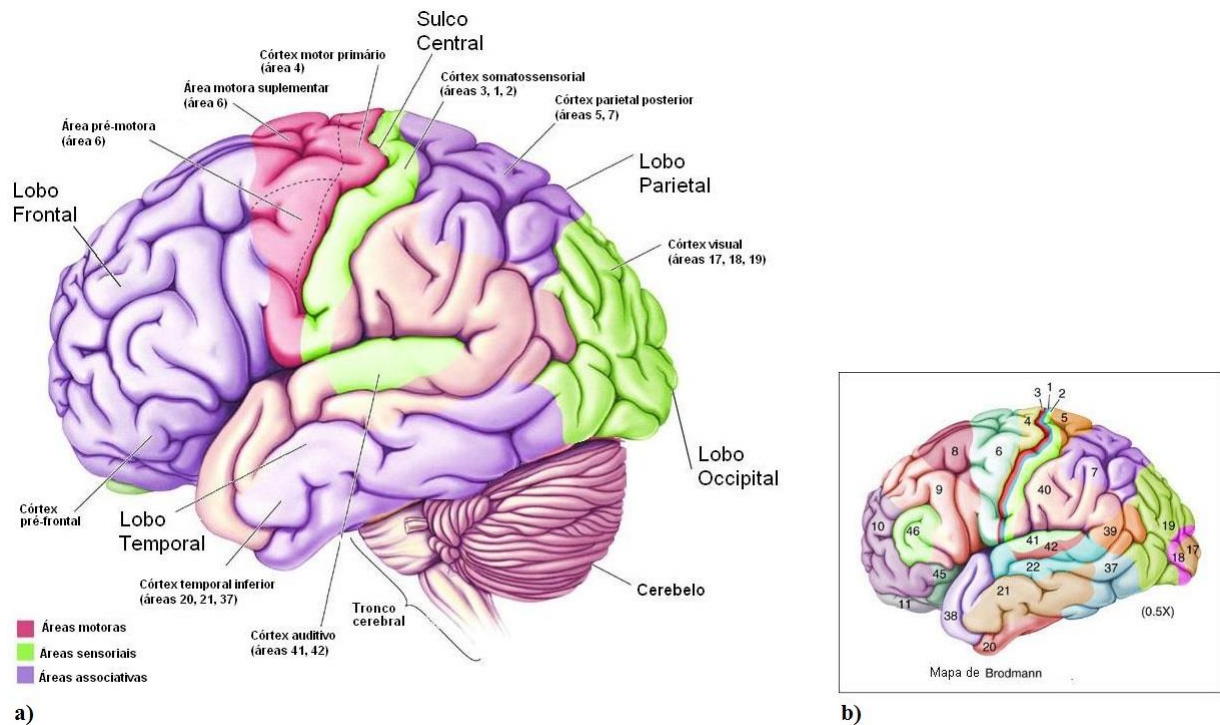


Figura 2.1: Córtex cerebral humano. a) Divisões anatomico-funcionais; b) mapa citoarquitetónico de Brodmann (adaptado de Bear *et al.*, 2008).

## 2.1. O Sistema Visual

O sistema visual é o mais complexo dos sistemas sensoriais, com células nervosas que se abrangem da retina, no olho, ao córtex visual e deste às áreas associativas, permitindo que o ambiente circundante seja visível e perceptível (Kandel *et al.*, 2000; BEAR *et al.*, 2008). O seu funcionamento equipara-se a um autêntico sistema de transdutores de informação luminosa em impulsos nervosos (fotoreceptores) para proporcionar uma realidade tridimensional com noção do espaço (atributos como formato, profundidade e movimento) além da cor para formar a percepção do ambiente. De facto, este sistema tem uma relevância particularmente importante para o ser humano, visto que o processamento visual preenche cerca de metade do córtex cerebral (Bear *et al.*, 2008, PURVES, *et al.*, 2004). Por ser o sistema que melhor promove uma representação do meio externo ao indivíduo, é também o que tem

grande participação activa na manutenção da postura corporal, pelo que será este o sistema sensorial de controlo no presente estudo.

### 2.1.1. Estruturas decodificadoras dos sinais visuais: da Retina ao Núcleo Geniculado Lateral.

O processamento visual tem início nos neurónios fotorreceptores da retina (figura 2.2): os bastonetes e os cones. Os primeiros, predominantemente localizados na periferia retiniana, são responsáveis pela visão acromática e, portanto, em condições escotópicas (baixa luminosidade, visão noturna). Os cones, localizados na retina central (fóvea), são compostos por três tipos de mediadores da cor (matriz RGB: *red, green and blue*) pelo que são fundamentais em condições fotópicas (visão diurna). Os fotorreceptores são transdutores da luz para sinais eléctricos, cuja resposta aos fotões recebidos pelos seus fotopigmentos, ocorre com mudanças graduais no potencial de membrana. O sítio da retina onde ocorre essa alteração de potencial, em qualquer célula do sistema visual, chama-se campo receptivo (SILBERNAGL *et al*, 2000; Kandel *et al.*, 2000; BEAR *et al.*, 2008).

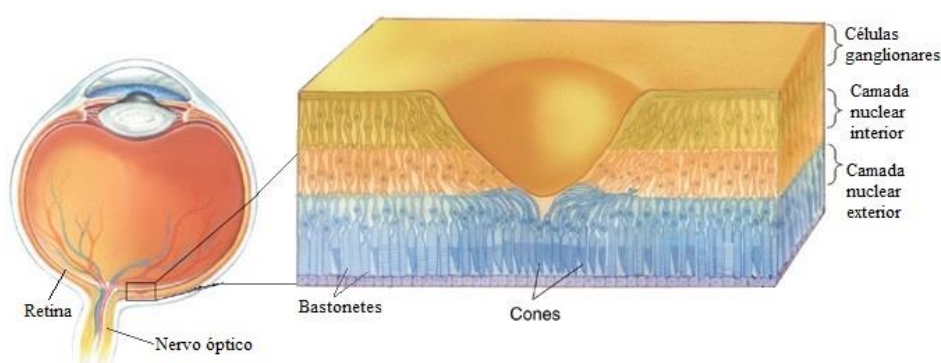


Figura 2.2: O olho e a representação das camadas de neurónios fotorreceptores da retina, ao nível da fóvea. Os cones situam-se na retina central, a cerca de 10° a partir da fóvea e os bastonetes, na periferia. A projecção espacial do nervo óptico desprovida de fotorreceptores denomina-se por ponto cego (alterada de Bear *et al.*, 2008).

Após uma cascata de eventos bioquímicos (amplificadora do sinal transduzido), os fotorreceptores excitados transmitem um potencial de acção às células ganglionares (BEAR *et al.*, 2008), via células bipolares (interneurónios), horizontais e amácrinas. Estas são a única fonte de sinais que saem da retina em direcção ao córtex (SILBERNAGL *et al.*, 2000) sendo, também, as únicas que disparam potenciais de acção (BEAR *et al.*, 2008). As células ganglionares podem ser classificadas com base nos tamanhos relativos: tipo M (Magno-celular, do latim célula grande), e tipo P (Parvo-celular, célula pequena). Além disso existem as que não são nem M nem P (não-M-e-não-P). Para além do tamanho, existem outras características que as diferem. As células M possuem maiores

campos receptivos, são mais sensíveis a estímulos com baixo contraste e conduzem potenciais de acção mais rapidamente no nervo óptico. Estas têm especial importância na detecção de movimentos nos seus grandes campos receptivos e, portanto, apresentam seletividade à orientação. Já as células P são mais sensíveis ao padrão, forma e cor dos objectos, devido aos seus campos receptivos reduzidos, enquanto as não-M-e-não-P são sensíveis somente à cor (KUBA *et al.*, 2007, BEAR *et al.*, 2008).

Os axónios das células ganglionares formam o nervo óptico de cada olho, que se cruzam no quiasma óptico. Nesta intercepção, os axónios situados na porção nasal da retina (em relação à fóvea) decussam (cruzam) para o lado oposto do encéfalo para formar a via paralela (figura 2.3). Assim, se o estímulo visual tem origem no hemisfério visual esquerdo, estimular-se-ão as células retinais da porção nasal do olho esquerdo e da porção temporal do olho direito, de modo que a informação desse hemisfério é enviada ao núcleo geniculado lateral (NGL) direito e para o colículo superior, via trato óptico direito (RODIECK, 1998; KANDEL *et al.*, 2000). A este fluxo chama-se projecção retinofugal.

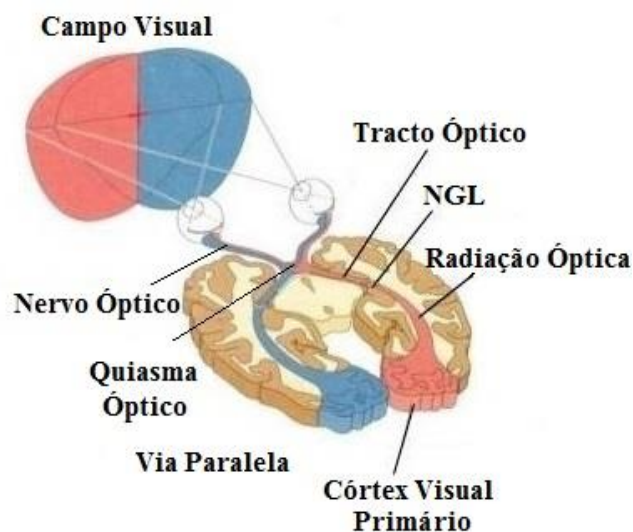


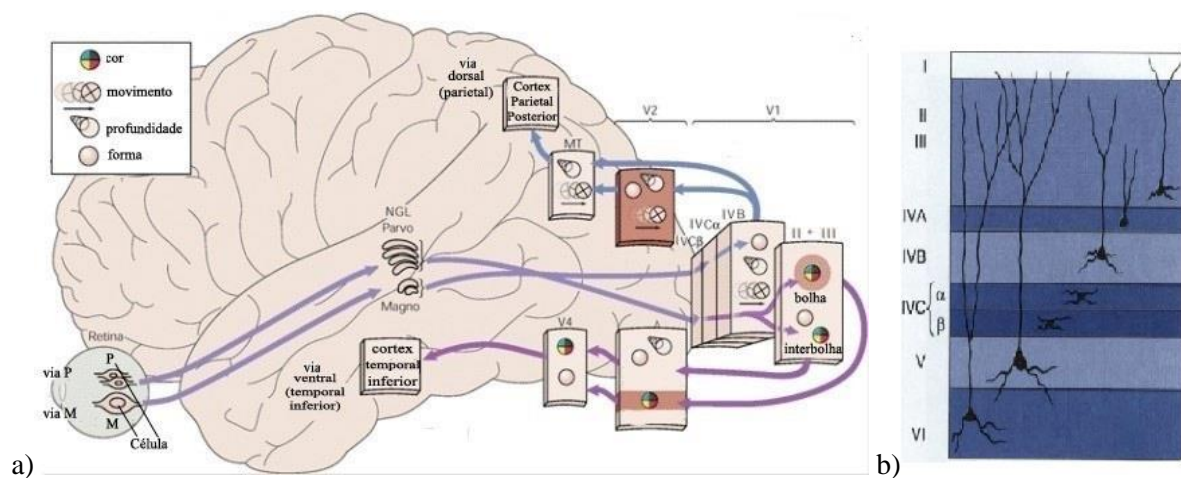
Figura 2.3 Hemisférios visuais esquerdo e direito. As células ganglionares em ambas as retinas que respondem a estímulos visuais no hemisfério esquerdo projectam axónios no tracto óptico direito e vice-versa. V1 é o córtex visual primário (modificado de BEAR *et al.*, 2008).

### 2.1.2. Vias de transmissão e áreas de associação da informação visual

A transmissão das características ópticas dos objetos da retina para o córtex estriado é da responsabilidade de três grandes vias: magnocelular, parvocelular e coniocelular (figura 2.4 a). Os axónios das células ganglionares tipo M projectam para as duas primeiras camadas do NGL do tálamo (camadas magnocelulares), formando o canal M. Já os neurónios das células ganglionares tipo P conectam-se com as camadas dorsais parvocelulares (quatro restantes camadas do NGL), formando o canal P-IB. Além dos constituintes das seis camadas principais do NGL, pequenos neurónios que se

localizam ventralmente em relação a cada camada, formam a via coniocelular, cujos impulsos recebidos provém das células ganglionares do tipo não-M-e-não-P (células cones, sensíveis à cor). O NGL transmite a informação da cor para o canal bolhas (camadas II e III de V1, figura 2.4), responsável pela análise da cor dos objectos (BEAR *et al.*, 2008).

As vias magnocelular e parvocelular prosseguem, paralelamente, para as camadas do córtex visual primário (V1). O arranjo de V1 em seis camadas (figura 2.4 b) é uma característica que permite a organização das relações diretas entre os neurónios das camadas do NGL (transmissores) ao córtex visual primário. Esta separação anatômica neuronal sugere um pré-processamento dos atributos por vias paralelas (figura 2.4 a), similarmente ao que acontece com o NGL, levando a uma correlação funcional e estrutural. Assim, o canal M projecta para a camada  $IVC_{\alpha}$  de V1 que, por sua vez, direcciona-se para a camada IVB, a qual apresenta um campo receptivo binocular com selectividade à direcção. Desta forma, este canal é especializado na análise do movimento e direcção do objecto. Já o canal P-IB encaminha a informação de orientação para a camada  $IVC_{\beta}$  de V1, a qual projecta para as células das camadas II e III que constituem a região interbolhas (IB). As células desta região, além de seletivas a orientação e forma do objecto, têm campos receptivos binoculares para a gerar a noção de profundidade (KANDEL *et al.*, 2000; BEAR *et al.*, 2008).



**Figura 2.4:** a) Esquema ilustrativo de funções mediadas pelas vias de transmissão paralelas, que conectam os centros de processamento cortical (via magnocelular, via parvocelular, via dorsal e via ventral); Os ícones representam os atributos de processamento nessas áreas. b) As seis camadas de neurónios do córtex estriado V1 (adaptado de KANDEL *et al.*, 2000).

Assim, a diferenciação das características do cenário por meio das vias paralelas e a conservação das mesmas nos seguintes estágios de processamento, formando um mapa retinotrópico, apresentam papel fundamental na representação espacial da localização dos objetos e do ambiente (Kandel *et al.*, 2000). A existência de vias paralelas de processamento da visão remete para a questão sobre como é feita a integração de toda a informação de entrada, de modo a construir e tornar

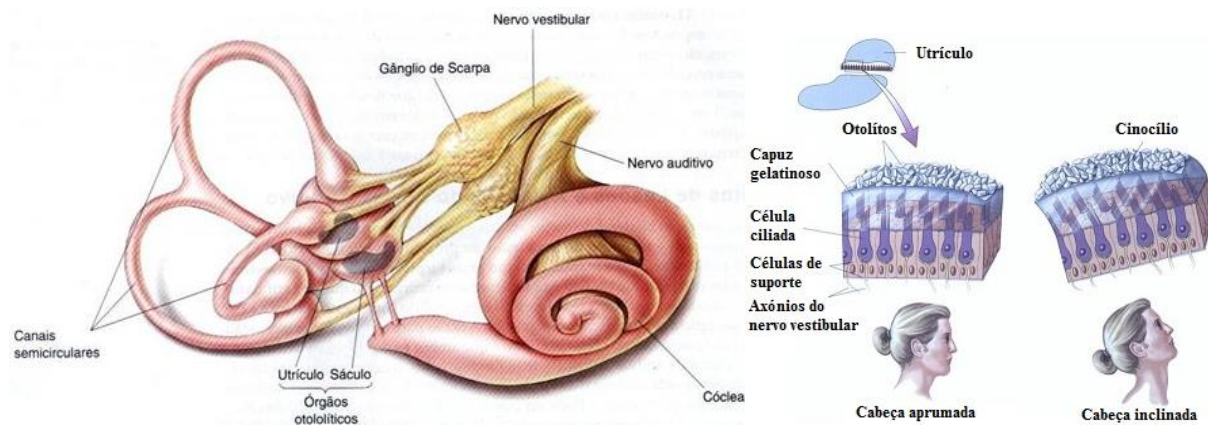
perceptível a realidade visualizada. O facto das projeções da informação seguirem um fluxo ordenado garante o registo topográfico do mapa retinotópico no córtex estriado (V1). Este fluxo é enviado ao córtex extra-estriado (figura 2.4a), formado pelo conjunto de áreas V2 (córtex visual secundário), V3, V3a, V4 e V5/MT (córtex visual associativo). Estas áreas também possuem um mapa que permite conservar e identificar as projeções da retina no córtex visual (KANDEL *et al.*, 2000).

O fluxo de informação originária dos canais magnocelular (movimento), parvocelular (forma) e coniocelular (cor) é enviada ao córtex parietal posterior e ao córtex temporal inferior, respectivamente, mediante duas vias: dorsal e ventral (figura 2.4 a). A via dorsal transmite sinais sobre a orientação, movimento e profundidade provenientes de V2 e, em particular, de movimento linear, radial e circular pré-processados em V5/MT. A via ventral transmite os atributos de forma e cor pré-processados em V4. A cada estágio sucessivo deste fluxo aumenta a especificidade do processamento, culminando com a deteção de movimento e profundidade no córtex parietal posterior e no reconhecimento do padrão do objeto no córtex temporal inferior (IT).

## 2.2. O Sistema Vestibular

Uma das sensações mediada pelo sistema vestibular que, inconscientemente, está presente na rotina diária, diz respeito ao equilíbrio. Durante posturas estáticas ou dinâmicas, a transmissão da posição e do movimento da cabeça auxilia a manutenção do equilíbrio, promovendo a coordenação entre os movimentos da cabeça e olhos, bem como os ajustes posturais (KANDEL *et al.*, 2000; Bear *et al.*, 2008). Tal é conseguido através de células ciliadas que se localizam dentro do labirinto vestibular, ao nível do osso temporal. O labirinto vestibular (Figura 2.5) apresenta estruturas especializadas na deteção da força gravítica e inclinações da cabeça (os órgãos otolíticos: utrículo e sáculo) e na rotação da mesma (três canais semicirculares, banhados por endolinfa). Cada uma destas estruturas tem a função de transmitir a energia mecânica proveniente da aceleração (linear e angular) da cabeça, às células ciliadas. A especialização destas células em diferentes tipos de movimento é devida às estruturas dentro das quais elas se localizam.





**Figura 2.5:** Labirinto vestibular: constituintes do sistema vestibular. Cada órgão otolítico de ambos os hemisférios da cabeça têm os correspondentes canais semicirculares dispostos paralelamente, que se juntam num canal central, o vestíbulo (adaptado de Bear *et al.*, 2008).

Posteriormente, a endolinfa acompanha o movimento da cabeça, ativando as células ciliadas que, por sua vez, transmitem a informação sobre a direção do movimento para os núcleos vestibulares. A energia mecânica resultante aceleração da cabeça é integrada pelas vias vestibulares centrais. Assim, é monitorizada a aferência dos neurónios motores, responsáveis pelo ajuste da posição da cabeça, dos olhos e do corpo. A informação vestibular é então integrada aos sinais de saída do sistema visual, devido às aferências que o núcleo vestibular recebe do cerebelo e desse sistema. Com efeito, o reflexo vestibulo-ocular estabiliza a imagem na retina durante o movimento da cabeça, mantendo a imagem centralizada no campo visual (Bear *et al.*, 2008).

### 2.3. O Sistema Sensorial Somático

O sistema sensorial somático, localizado no SNP, contém receptores distribuídos por todo o corpo, os quais se conectam com o SNC através de sinápses na medula espinal. As informações para a manutenção do equilíbrio têm origem nos receptores musculares, proprioceptores articulares e mecanoreceptores cutâneos (em especial na sola dos pés) para proporcionar a percepção da posição e do movimento dos segmentos corporais no espaço, gerando assim uma referência espacial da posição corporal. Esta informação sensorial somática é utilizada para controlar as mudanças de tensão (órgão tendinoso de golgi, OTG) e estiramento muscular (fuso muscular), bem como o deslocamento do centro de pressão na sola dos pés (figura 2.6).

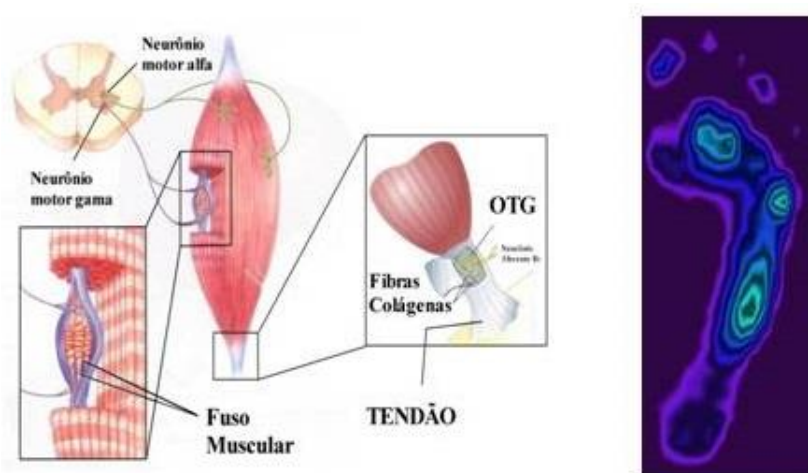


Figura 2.6. Unidades do sistema sensorial somático e distribuição do centro de pressão na sola dos pés.

## 2.4. O Controlo Postural e o Ciclo Percepção-Ação: integrando os sistemas

A postura pode ser definida como a relação entre as posições dos segmentos corporais e destas com o ambiente envolvente, consoante o contexto de uma atividade ou tarefa voluntária ou involuntária. A sua regulação, baseada na gravidade, é importante para manter o equilíbrio postural. Este não é mais que um estado de harmonia de todas as forças que atuam no corpo, para que se mantenha numa posição desejada (equilíbrio estático) ou fique apto para mover-se (equilíbrio dinâmico) (Horak, 2006; HORAK e MACPHERSON, 1996; Bear *et al.*, 2008; Kandel *et al.*, 2000; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002).

A complexidade dos mecanismos que levam ao controlo postural exige um processamento de informação multimodal para gerar orientação corporal em relação ao meio ambiente e produzir estratégias de manutenção do equilíbrio. Tais estratégias, tanto no caso do movimento voluntário ou em situações de perturbação postural inesperada, são produzidas com base na integração dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (HORAK e MACPHERSON, 1996; KANDEL *et al.*, 2000; Bear *et al.*, 2008; MERGNER *et al.*, 2003; HORAK, 2006). Tal integração permite um processamento de informação sequencial e em paralelo que converge para áreas associativas 5 e 7 do córtex parietal posterior. Estas áreas de integração multimodais são o substrato anatómico das funções cerebrais de ordem superior para o ciclo percepção – ação. Para tal, a área 7 do córtex parietal posterior recebe aferências visuais (movimento no ambiente), enquanto a área 5 recebe as aferências proprioceptivas originadas do córtex somatossensorial primário (áreas 3,1 e 2, Figura 2.1). Esta integração gera uma representação do corpo (imagem mental), que ao ser interconetada com às áreas do córtex frontal

anterior efetua uma estratégia e planeamento motor. As suas projeções para as áreas 6 e 4 do córtex motor e para o cerebelo, possibilitam uma acção motora coordenada (Bear *et al.*, 2008).

Deste modo a função de cada nível hierárquico do controlo postural está intimamente ligada ao processamento e integração da informação sensorial (percepção) visando manter ou ajustar a estabilidade postural (acção executada). Esta interdependência é denominada por ciclo percepção - acção (SCHÖNER, 1991; SCHÖNER *et al.*, 1998). Entretanto, os padrões de percepção-acção não são apenas resultado de um mecanismo de realimentação, onde apenas um estímulo guia a acção, mas também de comportamento adaptativo, o qual opera mudança na malha de controlo alterando a percepção da informação sensorial de entrada. Um exemplo disso decorre da realimentação visual, observada em experiências com oclusão da visão ou execução de tarefas de reconhecimento visual, onde o tempo de processamento da informação bem como de reacção, variam com o tipo de estimulação e actividade a ser concretizada (WEEKS *et al.*, 2003; THORPE *et al.*, 2005).

Um procedimento típico para avaliar a integração destes sistemas e o ciclo percepção – acção, consiste na variação das condições de uma modalidade sensorial particular, como, por exemplo, a alteração do cenário visual para analisar o efeito postural produzido por esta (SCHÖNER *et al.*, 1998). A estabilização do olho relativamente ao espaço (sistema vestibulo-oculo-motor) permite a distinção de objectos fixos dos móveis (Kandel *et al.*, 2000), bem como sua fixação no campo visual durante o movimento da cabeça (LAURENS *et al.*, 2010). Porém, o sistema visual pode contribuir ilusoriamente na orientação espacial, quando todo o cenário visual se move regularmente em relação a um indivíduo parado (LAURENS *et al.* 2010). Este fenómeno, conhecido por estimulação optocinética, causa uma sensação de auto-movimento corporal na direcção oposta ao estímulo visual (*vection*). Deste modo, vários estudos têm recorrido ao sistema visual para avaliar este ciclo e investigar a influência da alteração do fluxo visual na manutenção da postura (ROUGIER, 2003; KELLY *et al.*, 2005; SCHÖNER *et al.*, 1998).

## 2.5 O Controlo Postural durante a Estimulação Visual Dinâmica

A imersão em ambiente de estimulação visual tem sido utilizada para investigar as vias de controlo postural. De acordo com PAULUS *et al.* (1989) e Kandel *et al.* (2000), os receptores visuais desempenham um papel importante nesse controlo, na medida em que, quanto menor for o deslocamento da imagem na retina e a distância entre ambas, menor é a oscilação corporal subsequente. Por outro lado, características do estímulo como a luminosidade, o contraste e a acuidade visual têm, também, influência na manutenção da postura (PAULUS *et al.*, 1984, 1989). Em geral, as alterações no fluxo óptico funcionam como *triggers* para a actuação do controlo postural, gerando acção motora em resposta a esse fluxo (SCHÖNER *et al.*, 1998). Por esta razão, a investigação desse

controle é uma temática de destaque na literatura, já que os mecanismos sobre os quais a visão opera no controle postural permanecem, ainda, em aberto (GUERRAZ e Bronstein, 2008).

A postura resulta do produto de sistemas perceptuais complexos, integrando a informação de fontes sensoriais multimodais (MERGNER *et al.*, 2003). Entretanto, diversas pesquisas relatam que, durante o sustento da postura ortostática, as oscilações corporais aumentam significativamente quando a informação dirigida às aferências visuais é suprimida ou alterada (PAULUS *et al.*, 1989; PERCIO *et al.*, 2007 e 2009; HAIBACH *et al.*, 2008; DA\_SILVA *et al.*, 2008; DA\_SILVA, 2010). Consequentemente, dependendo da integridade das vias visuais e do tipo de estimulação, o sistema visual pode actuar a favor do controle postural, reduzindo as oscilações corporais por realimentação negativa ou pela redundância de informação. Por outro lado, pode resultar num aumento dessas oscilações e, portanto instabilidade postural (PAULUS *et al.*, 1984, 1989; CHIARI *et al.*, 2000; AKIDUKI *et al.*, 2005; DA\_SILVA, 2010).

A instabilidade postural gerada pela percepção de auto-movimento através da informação visual foi investigada com base no clássico paradigma optocinético descrito por Kandel (2000). Neste protocolo, o sujeito permanece estacionário e sentado no centro de um cilindro concêntrico, o qual rotaciona a uma velocidade constante. Inicialmente, o sujeito tem a percepção correta do cilindro a mover-se relativamente a ele. Gradualmente, este apercebe-se a rodar na direção oposta, enquanto o cilindro rotativo aparenta estar a abrandar. Após cerca de 30 s, o sujeito depara-se com a sensação de que está a rodar a uma velocidade constante relativamente a um cilindro estacionário. Esta ilusão de auto-rotação, conhecida por *vection* circular, induz a um conflito vestibulo-ocular como um corpo em rotação relativamente ao espaço estático. Noutro comum tipo de *vection*, a linear, o observador depara-se com um campo visual que se aproxima e recua. A análise desse efeito do fluxo visual linear no controle postural ortostático estreou-se com o clássico paradigma da “sala móvel”. Os estudos pioneiros de LEE e colaboradores (LISHMAN e LEE, 1973; LEE e LISHMAN, 1975) recorreram a uma sala onde o sujeito assume uma postura ortostática, na qual as paredes são mecanicamente movidas em relação ao piso (ponto de referência). Neste protocolo, o movimento das paredes na direção ântero-posterior ilicia um padrão de fluxo óptico semelhante àquele que surgiria caso o indivíduo alternasse para frente ou para trás. Ou seja, os estímulos visuais provocam um deslocamento da imagem na retina, o qual é processado e interpretado inadequadamente como se o corpo movesse na direção oposta à do meio. Então, para compensar essa ilusão, o sujeito oscila na mesma direção do estímulo. Complementarmente a estes resultados, BRONSTEIN (1986), STOFFREGEN (1986), PAULUS *et al.* (1984 e 1989) e Mergner *et al.* (2005), utilizando também um cenário dinâmico com movimento mecânico, comprovaram a direccionalidade específica da resposta de controle postural no mesmo sentido do movimento do estímulo.

Inúmeros estudos têm reportado que a estimulação visual dinâmica em ambiente de realidade virtual proporciona alterações das oscilações posturais (ASTEN *et al.*, 1988; DIJKSTRA *et al.*, 1992; KESNER *et al.* (2004), STREEPEY *et al.*, (2007); HAIBACH *et al.* (2008), GUERRAZ e

BRONSTEIN, 2008; DOKKA *et al.* (2009 e 2010), DA\_SILVA (2010), DA\_SILVA *et al.*, 2013). Nestes trabalhos, embora utilizassem protocolos distintos, a percepção do estímulo visual dinâmico também eliciou uma resposta motora de controlo postural no mesmo sentido do movimento do estímulo. ASTEN *et al.* (1988) utilizaram duas classes de estímulos visuais com base na reversão de padrão (similar a um tabuleiro de xadrez) para induzir à percepção de movimento linear no sentido ântero-posterior. A primeira simula uma parede (superfície plana) que se aproxima ou se afasta paralelamente ao plano de visão do observador. A segunda utiliza movimentos de paredes perpendiculares ao plano de visão, induzindo a percepção de imersão no interior de um corredor ou túnel. DIJKSTRA *et al.*, 1992 projectaram numa tela ( $2,5 \times 2,0$  m) uma parede preta contendo 300 pontos verdes igualmente distribuídos no campo visual periférico, bem como utilizaram óculos que limitavam o campo de visão a  $110^\circ$ . A estimulação dinâmica ântero-posterior sinusoidal (amplitude 2 cm e frequência de 0,2 Hz) foi aplicada variando-se a distância do sujeito à projeção (10, 20, 40, 80 e 110 cm). Os resultados indicaram variação do controlo postural para estabilizar a oscilação corporal em função do movimento da imagem na retina, independentemente das distâncias.

KESHNER *et al.* (2004) utilizaram um cenário virtual composto por um panorama com montanhas, céu com nuvens e um corredor de tapete com colunas nas laterais para duas condições de estimulação visuais: imagem estática ou dinâmica. Na estimulação dinâmica, o cenário foi deslocado sinusoidalmente no sentido ântero-posterior a uma frequência de 0,1 Hz com uma velocidade constante 2,96 m/s durante 280 s. Os autores reportaram um aumento da instabilidade postural ortostática medido pelas oscilações entre os segmentos corporais (cabeça em relação ao tronco, este em relação aos membros inferiores) mesmo após o cenário se tornar estático. Dando continuidade ao trabalho de KESHNER *et al.* (2004), STREEPEY *et al.* (2007) investigaram a influência do fluxo visual deste mesmo cenário dinâmico, porém com duração de 140 s. Reduzindo o campo visual para  $25^\circ$ , demonstraram não haver alteração do controlo postural quando comparado com o campo de visão de  $100^\circ$ . Posteriormente, DOKKA *et al.* (2009) ao aplicarem diferentes velocidades (1,2; 3,7; 31; 125 e 180 cm/s) de deslocamento do mesmo cenário virtual, observaram instabilidade ortostática com percepção de movimento no sentido oposto ao estímulo visual apenas para velocidades acima de 125 cm/s.

DA\_SILVA (2010), recorreu à estimulação visual com afastamento e aproximação de um cenário virtual composto por piso quadriculado e mobiliário, o qual foi deslocado aleatoriamente, no sentido antero-posterior ao observador, durante 250 ms com velocidade de 200 cm/s e intercalado com 10 s de cenário estático. Foram aplicados 100 estímulos dinâmico (50 para cada sentido), dos quais 63 a 80% promoveram instabilidade postural, com deslocamento e tempo de recuperação da estabilidade aumentando ao longo do exame (duração: 18 min). Os resultados sugerem que essa estimulação altera a informação da malha de realimentação visual, gerando uma perturbação no sistema de controlo postural, a qual seria compensada por ajustes de integração multissensorial, implicando um aumento da actividade na região parietal (área associativa).

Os cenários virtuais têm-se tornado cada vez mais realistas, devido às tecnologias gráficas. Os paradigmas com realidade virtual permitem avaliar a integração sensorio-motora (ciclo percepção-acção), através da manipulação dos parâmetros da informação visual, como, por exemplo, da distância do observador, da velocidade e amplitude de deslocamento do cenário e/ou luminância. Isto resulta numa instabilidade postural com resposta específica do sistema de controlo postural, indicando à execução de estratégias de adaptação às novas condições. Embora vários estudos se foquem na dualidade do acoplamento entre a informação visual e oscilação corporal para investigar o ciclo percepção-acção do controlo postural, ainda permanece em aberto a questão de como tal é processado corticalmente.

Na maioria dos estudos apontados regem protocolos estabilométricos, cuja análise do distúrbio postural eliciado pelas alterações da informação visual é feita através de informação quantitativa sobre a oscilação do CP, nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral. No entanto, a pesquisa sobre o envolvimento das regiões corticais no controlo postural humano, especialmente das funções de ordem superior, é recente, comparativamente ao uso de sinais estabilométricos. SLOBOUNOV *et al.* (2005) sugeriram a existência de um *detector neuronal* da instabilidade postural, o qual seria um sinalizador para a necessidade de ajustes corporais compensatórios. Este gerar-se-ia por mecanismos centrais, identificados através de um disparo síncrono da atividade cortical coincidente com o instante temporal em que o equilíbrio é comprometido. Desta forma, os autores corroboraram a importância das estruturas corticais de ordem superior na regulação do equilíbrio, deixando em aberto quais as contribuições das variadas regiões corticais no controlo postural. ADKIN *et al.*, (2006) focaram-se na resposta cortical a distúrbios corporais, embora o seu protocolo se tenha limitado a perturbações motoras da estabilidade ortostática, não incluindo a análise do controlo postural com recurso à estimulação visual. Os seus resultados, decorrentes de respostas corticais imediatas ao desequilíbrio corporal esperado ou inesperado, sugeriram que o córtex desempenha, de facto, um papel importante na compensação de perturbações ao equilíbrio, e que o seu envolvimento seria função do quão perturbada é a estabilidade postural. Outros investigadores como MOSCHISUKI *et al.* (2008), PERCIO *et al.* (2007 e 2009), DA\_SILVA (2010) deram destaque ao papel do córtex humano na manutenção da postura ortostática. Contudo, apenas este último fez uso da posição sentada para investigar a influência da postura na atividade cortical durante olhos abertos e fechados. Segundo DA\_SILVA (2010), a actividade cortical depende da posição postural e da condição visual, em especial na região occipito-parietal. Quanto menor a necessidade de controlo, menor a actividade na área integradora do córtex parietal posterior. Assim, conforme também reportado por Horak *et al* (1997), as exigências associadas ao controlo cortical diminuem ao se aumentar a estabilidade postural.

## CAPÍTULO III

### O Electroencefalograma e o Potencial Evocado Visual relacionado com o movimento

A actividade bioelétrica gerada no SNC tem sido investigada com vistas a monitorar a função cerebral e o estado funcional do indivíduo. O entendimento dessas funções neuronais e das propriedades neurofisiológicas para gerar a actividade cerebral é fundamental no diagnóstico, procedimentos cirúrgicos e/ou no tratamento de anomalias cerebrais (SANEI e CHAMBERS, 2007), bem como para no estudo dos mecanismos de controlo de tarefas motoras (SLOBOUNOV *et al*, 2005). Além disso, com base no potencial evocado, pode-se também investigar as vias de processamento cortical da informação dos diversos sistemas sensoriais (LOPES DA SILVA, 2005 KANDEL *et al.*, 2000), em particular do sistema visual durante estimulação visual dinâmica (KUBA *et al.*, 2007; DA\_SILVA, 2010). Geralmente, esse potencial evocado visual relacionado com o movimento (M-VEP, *motion-related visual evoked potential*) tem sido estimado com base em sinais electroencefalográficos, através de técnicas de processamento digital de sinais no domínio do tempo (LOPES DA SILVA, 2005). Por ser um exame não invasivo e de alta precisão temporal, o electroencefalograma (EEG) proporciona uma investigação mais específica sobre a actividade cortical eliciada por eventos que geram uma resposta sincronizada no tempo como, por exemplo, da integração do processamento neuronal para o controlo da postura (SLOBOUNOV *et al*, 2005; PERCIO *et al.*, 2007 e 2009 MOCHIZUKI *et al.*, 2008, DA\_SILVA, 2010) e, portanto, uma ferramenta útil para auxiliar na compreensão da influência da posição postural no ciclo percepção – acção.

#### 3.1. O Electroencefalograma

A actividade EEG é um sinal biológico que resulta do efeito aditivo das correntes iónicas, geradas pelo potencial sináptico dos neurónios corticais, mais propriamente dos dipólos das células piramidais (NIEDERMEYER E LOPES DA SILVA, 1993). Estas células apresentam disposição bipolar, paralelas umas às outras e perpendicular à superfície do córtex cerebral. As suas ramificações dendríticas partem da profundidade do córtex transversalmente em direcção à superfície, produzindo uma eletronegatividade apical durante a actividade excitatória. Esta disposição do tecido biológico gera uma configuração que permite a amplificação da diferença de potencial, medida diretamente no

escalpe através de pares de eléctrodos. Assim, o EEG é o registo espaço-temporal da actividade oscilatória eléctrica do córtex cerebral, dependente do sincronismo da actividade coletiva dos neurónios. Esta oscilação electro-cortical ronda amplitudes entre  $\pm 100 \mu\text{V}$ , consoante as condições patológicas, níveis de atenção, execução de tarefas motoras, sono ou vigília, sendo que as de um adulto saudável variam entre  $\pm 50 \mu\text{V}$  (NIEDERMEYER, 2005; BEAR *et al.*, 2008). Além disso, o EEG apresenta ritmos característicos em bandas de frequência distintas numa faixa de 0,1 a 100 Hz, onde os mais importantes sob o ponto de vista neurofisiológico localizam-se entre 0,3 e 70 Hz. A discretização desta banda de frequências delimita os cinco ritmos (Delta: 0,1 – 4 Hz; Teta: 4 – 8 Hz; Alpha: 8 – 13 Hz; Beta: 13 – 30 Hz; e Gamma: acima de 30 Hz, figura 3.1), cujos limites podem sofrer distinções na literatura.

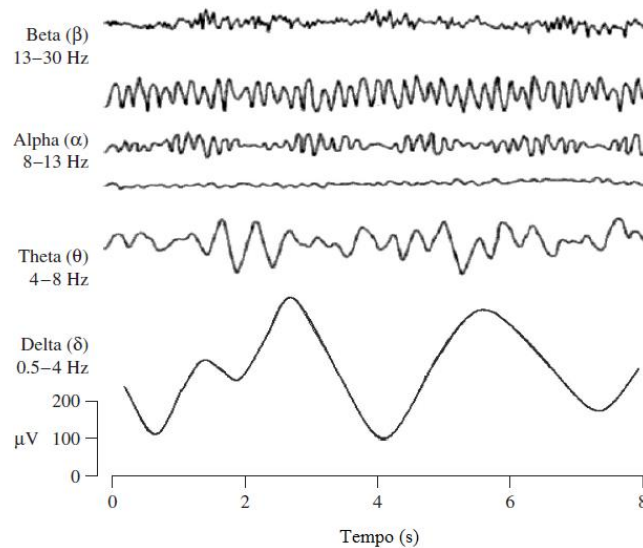


Figura 3.1: Ritmos cerebrais dominantes do sinal EEG no humano saudável (modificado de SANEI e CHAMBERS, 2007).

O registo da actividade EEG gerada pelos neurónios corticais pode ser feito através de, pelo menos, dois eléctrodos distribuídos pelo escalpe, em que um é posicionado sobre o foco da actividade neuronal de interesse e outro, de referência, posicionado distante deste local. Deste modo, o sinal EEG resulta do diferencial de tensão entre ambos. Usualmente, a aquisição do sinal EEG tem sido realizada de acordo com o Sistema Internacional 10-20 (Jasper, 1958) para colocação de eléctrodos (figura 3.2), o qual utiliza posições anatómicas padronizadas (MISULIS, 1994; REILLY, 2005; BEAR *et al.*, 2008). Este modelo, criado pelo comité da *International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, estabelece o posicionamento dos eléctrodos a 10% e 20% das distâncias relativas entre marcas anatómicas bem definidas: a protuberância occipal (*inio*), vértice e a glabella (*nasio*). Cada eléctrodo é denotado por uma letra correspondente à região cortical (Frontopolar – Fp; Frontal – F; Central – C; Temporal – T; Parietal – P; Occipital – O e Auricular – A), seguida de um número respeitante ao hemisfério cortical onde este se encontra colocado: se par ao hemisfério



direito; se ímpar ao hemisfério esquerdo. Os eléctrodos posicionados na linha média são indicados com a letra “z” ou o número “0”(KLEM *et al.*, 1999; REILLY, 2005).

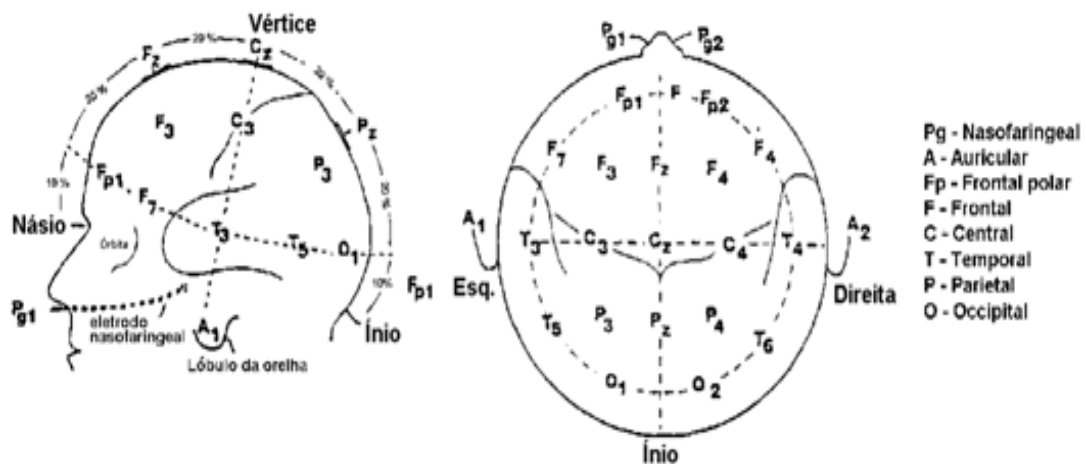


Figura 3.2. Posição esquemática dos eléctrodos segundo o Sistema Internacional 10-20 (adaptado de EDMONDS, 1992).

Os eléctrodos, geralmente constituídos de prata-cloreto de prata (Ag/AgCl) ou alpaca, transduzem a corrente iónica, originada no tecido biológico, para a corrente eléctrica medida pelo equipamento de aquisição. Os cabos de conexão deverão ser blindados e os amplificadores deverão apresentar alta rejeição de modo comum e bom aterramento. Para se reduzir possíveis artefactos, garantindo uma aquisição eficaz, e dada a baixa amplitude dos sinais EEG (o que os torna susceptíveis à atenuação ou distorção), deve ser colocado um gel electrolítico que promova uma conductabilidade adequada e uma fixação dos eléctrodos no escalpe, diminuindo a impedância da interface eléctrodo-pele (MISULIS, 1994; REILLY, 2005). Desta forma, é indispensável ter em conta os factores que poderão ser fontes de artefacto no sinal a adquirir, nomeadamente: *i*) artefactos instrumentais, como por exemplo a frequência da rede eléctrica (60 Hz no Brasil, 50 Hz em Portugal) captada pelos instrumentos eléctricos; *ii*) artefactos biológicos, como é o caso do aumento na amplitude do EEG devido ao ato de piscar os olhos, à actividade muscular e/ou cardíaca, agentes anestésicos e/ou medicação; *iii*) artefactos de análise, que podem surgir durante o processamento do sinal para a estimativa do evento pretendido como, por exemplo, erros de arredondamento devidos à quantização de amostras de sinais resultantes do processamento digital (HAYKIN e VEEN, 2001).

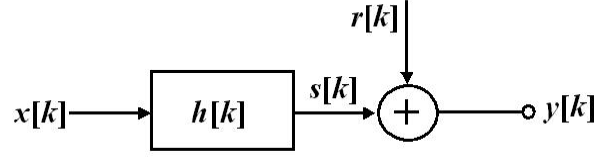
### 3.2. A resposta cortical à Estimulação Visual Dinâmica: O M-VEP

A estimulação visual em geral elicia uma mudança na actividade electrofisiológica oscilatória do EEG de fundo ou espontâneo (EEGe), cuja resposta poderá estar temporal e espacialmente vinculada ao tipo de estímulo aplicado, gerando um potencial evocado visual (PEV ou VEP, *visual evoked potential*) sincronizado na fase (*phase-locked*) e no tempo (*time-locked*) ou apenas nesta última, também denominada de *non-phase-locked* (PFURTSCHELLER *et al.*, 2005; PFURTSCHELLER E LOPES DA SILVA, 2005). O mecanismo subjacente ao PEV pode ser explicado, em termos da reacção de um sistema quase-estacionário a um estímulo externo, por um processo linear aditivo da resposta evocada à actividade de fundo das redes neuronais (MISULIS, 1994; LOPES DA SILVA, 2005). Desta forma, a promediação do sinal EEG gerado por populações de neurónios dos canais parvo e magnocelulares, cuja activação está temporalmente sincronizada ao estímulo, evidencia características morfológicas desta resposta (amplitude, polaridade e latência), as quais permitem avaliar a condutividade e o processamento cortical do sistema visual (KUBOVÁ e KUBA, 1992 e 1995; ODOM *et al.*, 2004; CELESIA, *et al.*, 2005; KUBA *et al.*, 2007; KREMLÁČEK *et al.*, 2007 e 2012).

Diferentes estímulos visuais têm sido utilizados no estudo do PEV, tais como reversão de padrão (figura análoga ao tabuleiro de xadrez), *flash* (CHIAPPA *et al.*, 1997), movimento linear unidirecional de uma barra (GUO *et al.*, 2008), cinematograma de pontos aleatórios (MERCIER *et al.*, 2009) ou estimulação radial aleatória por expansão/redução de um anel concêntrico (KUBA *et al.*, 2007, KREMLÁČEK *et al.*, 2007 e 2012). Para além da sua aplicação em diversos campos oftalmológicos (avaliação da acuidade visual) e de deteção de neuropatias (ambliopia), o PEV relacionado com o movimento (M-VEP, *motion-related visual evoked potential*) também tem sido utilizado na interface cérebro-máquina (Guo *et al.*, 2008), bem como na investigação do controlo postural, como, por exemplo, durante aplicação de estímulos de movimento ântero-posterior de um cenário ambiental (DA\_SILVA *et al.*, 2013).

O M-VEP representa a actividade do processamento das estruturas do córtex visual extra-estriado (lobo occipital) e áreas associativas (córtex parietal posterior) ao longo da via dorsal em resposta ao início do movimento de um estímulo visual dinâmico (KREMLÁČEK *et al.*, 2004; SCHELLART *et al.*, 2004; KUBA *et al.*, 2007; Pitzalis *et al.*, 2012). Esta resposta neuronal é tipicamente composta por três picos (negativos e positivo) nomeados de P1, N2 e P3, cuja latência ocorre à volta de 110 – 500 ms após o início do estímulo de movimento (Kuba *et al.*, 2007; KREMLÁČEK *et al.*, 2004, 2007, 2012; DA\_SILVA *et al.*, 2013). Tais componentes do M-VEP apresentam magnitude cerca de dez vezes menor que o EEGe e, portanto, apenas podem ser evidenciadas pela estimativa da média coerente de  $M$  trechos de sinal EEG sincronizados com o início do movimento do estímulo visual dinâmico. Assim, considerando o Modelo Linear Aditivo (Figura 3.3.), no qual  $x[k]$  é a estimulação visual dinâmica e  $h[k]$  é a função de transferência (processamento

cortical), o sinal EEG adquirido ( $y[k]$ ) é composto pelo ruído de fundo ( $r[k]$  : EEGe) e a resposta ao estímulo ( $s[k]$ ).



**Figura 3.3.:** Modelo Linear Aditivo para a representação da geração do M-VEP: o *input*,  $x[k]$ , é a estimulação visual,  $h[k]$  é a função de transferência (córtex),  $s[k]$  é a resposta efetiva à estimulação,  $r[k]$  é o EEGe e  $y[k]$  é o sinal medido (DA\_SILVA *et al.*, 2013).

Matematicamente, a média coerente é calculada como:

$$\hat{s}[k] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[k] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M s_i[k] + \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i[k] \quad (4.1)$$

onde  $\hat{s}[k]$  representa o valor estimado da resposta evocada. Assim, como se assume que o EEGe ( $r[k]$ ) segue uma distribuição Gaussiana de média nula e variância  $\sigma^2$  e que a resposta evocada  $s[k]$  é um sinal determinístico (idêntica estímulo a estímulo), tem-se:

$$E\{y[k]\} = E\{s[k] + r[k]\} = E\{s[k]\} + E\{r[k]\} = s[k] \quad (4.2)$$

Assumindo também que  $r[k]$  é estacionário e não apresenta correlação entre trechos, a variância da média coerente será apenas função do ruído:

$$\text{var}\{\hat{s}[k]\} = E\left[\left(\frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[k]\right)^2\right] = \frac{1}{M^2} \sum_{i=1}^M \text{var}[y_i[k]] = \frac{1}{M} \text{var}[r[k]] = \frac{\sigma^2}{M}, \quad (4.4)$$

isto é, à medida que se aumenta a quantidade de épocas ( $M$ ) na promediação, o efeito da média coerente é aumentar a razão sinal ruído (RSR). Então, para  $M$  tendendo ao infinito:

$$E\{\hat{s}[k]\} = E\{y[k]\} = s[k] \quad (4.3)$$

A estimativa do M-VEP tem-se mostrado útil na investigação da percepção do movimento ambiental, cujo padrão de resposta está associado aos parâmetros estimulatórios, tais como a frequência temporal, a velocidade e a posição do movimento no campo visual, variações de contraste e luminância, textura e padrão, alteração de forma de objetos e direção do movimento (KREMLÁČEK *et al.*, 2004, 2007 e 2012; KUBA *et al.*, 2007). Adicionalmente, devem consider-se factores endógenos que possam causar variabilidade no padrão do M-VEP, tais como fadiga visual, nível de atenção, neuropatias/deficiências visuais e adaptação/habituação à direção/sentido do movimento estimulante. Este último pode ser minimizado através da aleatoriedade das apresentações dos estímulos, seja pela direção de movimento translacional (HOFFMANN *et al.*, 2001; Guo *et al.*, 2008 Mercier *et al.*, 2009) ou pela contração/expansão radial de uma imagem, a qual gera resposta cortical de maior amplitude (KUBA *et al.*, 2007; KREMLÁČEK *et al.*, 2007, 2012). Além disso, a duração do movimento e o intervalo entre estímulos são os parâmetros que mais influenciam as características do padrão M-VEP, podendo proporcionar adaptação do sistema de processamento visual do movimento. Pelo que é conveniente, o estímulo dinâmico precisa ser de curta duração, mas que seja suficiente para não permitir uma mistura entre os componentes do M-VEP eliciados pelo início (*motion-on*) e o término (*motion-off*) do movimento, isto é, no mínimo de 200 ms com intervalo entre estímulos maior que 1 s. Portanto, deve-se utilizar uma proporção 1:5 para a duração e o intervalo entre estímulos, com 20 a 40 movimentos por sessão, sendo esta RSR suficiente para a promediação do sinal EEG (KUBA *et al.*, 2007).

A figura 3.4a ilustra padrões M-VEP e as suas componentes exemplificadas para alguns tipos de estimulação visual dinâmica. A componente P1 do M-VEP, com latência variando entre 110 e 130 ms, tem sido associada à actividade do canal parvo-celular na região estriada do córtex occipital central (V1), a qual está relacionada com o processamento visual de parâmetros como a textura, o padrão e a forma de objetos restritos à região central do campo visual. A maior amplitude desta componente (ou dominância P1 em relação a N2, figura 3.4b), especialmente na aplicação de estímulo de reversão de padrão, é dependente da frequência temporal, contraste e luminância do estímulo, bem como intervalo entre estímulos menor que 1 s. Assim, quanto maiores forem estes factores e menor for o intervalo entre estímulos, maior será a amplitude de P1 (KUBA *et al.*, 2007; e KREMLÁČEK *et al.*, 2007 e 2012). Além disso, a componente P1 do M-VEP não apresenta qualquer relação com a direção da estrutura móvel (Mercier *et al.*, 2009). Por outro lado, a componente N2 representa o processamento visual do movimento através do canal magno-celular, pelo que é gerado nas regiões corticais temporo-occipital extra-estriada (V2) e parietal associativa, V3a, V5/ MT/MTS e P5 (KUBOVA e al., 2004; SCHELLART *et al.*, 2004; KUBA *et al.*, 2007; GUO *et al.*, 2008). A dominância N2 (figura 3.4b) é evidenciada na aplicação de estímulos visuais complexos (movimentos radiais ou cenários com muitos elementos), sendo observada mesmo em condições de baixo nível de luminância ( $< 20 \text{ cd/m}^2$ ) e contraste (KUBA *et al.*, 2007). A componente N2 do M-VEP, com latências entre 160 e 200 ms, reflecte a velocidade do estímulo dinâmico (KREMLÁČEK *et al.*, 2007 e 2012,

MERCIER *et al.*, 2009), preferencialmente durante estimulação radiais por expansão da imagem, cuja a velocidade do fluxo óptico é crescente na periferia (KUBA *et al.*, 2007). Evidências apontam que a amplitude de N2 diminui pela adaptação à direção do movimento. Entretanto, esta componente apresenta relação com o processamento que detecta a presença ou ausência de movimento ambiental, bem como possibilita discriminar a direção translacional da estimulação, ou seja, se para cima-abaixo ou latero-lateral (HOFFMANN *et al.*, 2001; GUO *et al.*, 2008 MERCIER *et al.*, 2009). Por último, a componente P3 reflecte o processamento visual de ordem superior perante movimentos visuais de ambientes complexos, razão pela qual apresenta maior variabilidade entre sujeitos (KUBA *et al.*, 2007; KREMLÁČEK *et al.*, 2004 e 2012). Independente da direção do movimento, as componentes do M-VEP apresentam diminuição da amplitude numa ordenação espacial occipito-parieto-fronto-central do córtex (Figura 3.4c).

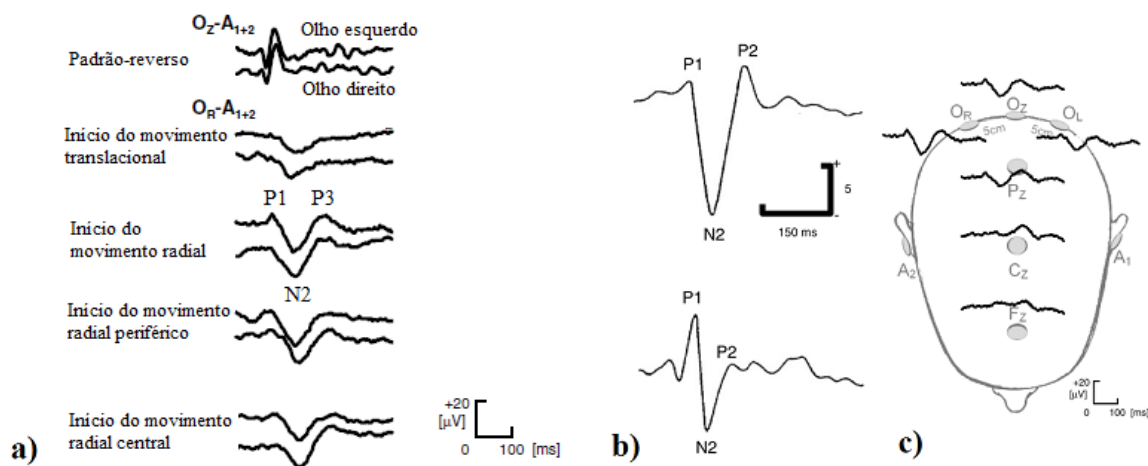


Figura 3.4: Padrões M-VEP (a); Dominância P1 e N2 (b); c) distribuição topográfica (adaptado de Kuba *et al.*, 2007).

Diversas pesquisas utilizando estimulação visual dinâmica evidenciaram as três componentes da resposta M-VEP com valores de amplitude e latências variando em função dos paradigmas experimentais. Num estudo oftalmológico, KREMLÁČEK *et al.* (2007) analisaram o efeito da adaptação no componente N2 do M-VEP ao aplicar protocolo de estimulação visual dinâmica de um anel concêntrico distribuídos em 9 blocos de 144s cada e intervalo entre blocos de 30s (duração: 25 minutos). Com o voluntário sentado, aplicaram 120 estímulos por bloco (200 ms de estímulo dinâmico intercalado por 1 s de estímulo estático), os quais foram apresentados aleatoriamente, ora se expandindo ou reduzindo, implicando percepção de padrão radial de aproximação e afastamento da imagem. Os autores relataram haver um decréscimo de 29,4% na amplitude de N2, de 32% na amplitude pico a pico N2-P3 e um aumento gradativo de latência de cerca de 10 ms em N2 (valor inicial de 155 ms). KREMLÁČEK *et al.* (2012), utilizando os mesmos sinais do protocolo

anteriormente descrito, investigaram o efeito da variabilidade do tempo de resposta cortical (*latency jitter*) na atenuação das amplitudes dos componentes do M-VEP. Utilizando a técnica de correlação cruzada, rejeitaram as épocas cujas latências de N2 desviavam-se 30 ms do padrão anteriormente obtido (155 ms). Com este procedimento, a atenuação da amplitude de N2 reduziu de 29,4% para 16,6%, sendo a de P3 reduzida apenas de 32,7% para 27,9%. Assim, concluíram que o M-VEP, além de ser dependente da duração da experiência, tem a sua morfologia alterada pela seleção das épocas usadas na estimativa da média coerente.

GUO *et al.* (2008) investigaram o padrão espaço-temporal do M-VEP com vistas à utilização dos componentes N2 e P3 como marcadores de resposta em interface cérebro-máquina. Para tal, aplicaram estímulo linear unidirecional (traslacional) de uma barra vertical exibida aleatoriamente no canto esquerdo ou no direito de um monitor (17 polegadas, distante 50 cm do sujeito sentado) para, então, se mover em sentido oposto durante 140 ms e, posteriormente, desaparecer por 60 ms. O grand-avereg de cinco voluntários foi obtido utilizando-se a média coerente estimada somente para os sinais EEG das épocas de estímulos cujo sentido do movimento foi corretamente indicado pelos voluntários. Independente do sentido, o componente N2 ocorreu na região occipito-temporo-parietal, entre 140 e 240 ms após o início do movimento, com valor médio de amplitude de  $-8 \mu\text{V}$  e latência em 168 ms. Já a componente P3 (220 a 300 ms) apresentou topografia parieto-central com amplitude e latência média de pico de  $11 \mu\text{V}$  e 244 ms, respectivamente. Além disso, relataram assimetria espacial do M-VEP somente para N2, i.e., movimento para a esquerda apresentou dominância cortical do hemisfério esquerdo e vice-versa, sugerindo que movimento translacional esquerdo-direito não é equivalentemente processado nos dois hemisférios cerebrais.

MERCIER *et al.* (2009) também investigaram a distribuição espaço-temporal das componentes do M-VEP ao aplicar estimulação dinâmica por um cinematograma de pontos aleatórios (*random-dot kinematogram*) utilizando-se em um monitor de 20 polegadas (luminância de  $32,5 \text{ cd/m}^2$ ) distante 1,2 m de um observador sentado. O estímulo consistiu em exibir uma matriz de  $10 \times 10$  pontos para, decorridos 15 ms, deixar de exibir coluna-a-coluna ou linha-a-linha em até 500 ms. Tais efeitos mimetizam movimentos para a direita (esquerda) ou para baixo (para cima), respectivamente. Um total de 320 estímulos (80 em cada direção) foram aplicados aleatoriamente e intercalados por 700 ms de uma cruz branca posicionada no centro da tela preta. A promediação das épocas de sinal EEG cuja discriminação da direção do estímulo foi corretamente efetuada pelos sujeitos ( $90,9 \pm 4,6\%$ ; tempo de reação de  $270 \pm 20 \text{ ms}$ ) evidenciou as componentes N170 e P220 (sinónimos de N2 e P3, respectivamente) com valores de  $-1,09 \pm 1 \mu\text{V}$  em  $179 \pm 3,2 \text{ ms}$  e de  $3,37 \pm 0,9 \mu\text{V}$  em  $212 \pm 3,1 \text{ ms}$ . Além disso, aplicaram o teste *t-student* ( $\alpha = 0,05$ ) entre os padrões M-VEP para o intervalo temporal compreendido entre o início do movimento ( $t = 0 \text{ s}$ ) até 300 ms. O resultado indicou haver diferenças estatísticas das amplitudes de N2 (e P3) ao comparar a resposta cortical entre os movimentos esquerdo-vs-direito, esquerdo-vs-para cima e direito-vs-para baixo. Deste modo, concluíram que a activação cortical, durante a percepção do movimento, difere na distribuição espaço-temporal, sugerindo a

seletividade à direção do movimento nas áreas temporo-occipito-parietais bilaterais do córtex extra-estriado, no intervalo temporal de 164 a 226 ms após o início do estímulo visual dinâmico. Observaram também assimetria entre os padrões M-VEP nos hemisférios cerebrais, ou seja, maior activação ipsilateral em relação ao sentido do movimento: esquerdo ou direito.

Num estudo utilizando a realimentação visual no controlo postural ortostático, DA\_SILVA *et al.* (2013) investigaram os padrões M-VEP eliciado pela estimulação dinâmica de afastamento e aproximação de cenário virtual composto por um piso quadriculado, paredes, tecto e mobiliário. Este cenário (dimensões:  $1,72 \times 1,16$  m) foi projetado a uma distância de 2 m do observador (ângulo visual de  $32,3^\circ$ ), sendo esta distância estabelecida para manter o cenário virtual dentro do campo visual do voluntário. Para gerar o efeito de movimento, os móveis foram expandidos (ou reduzidos) enquanto o piso, as paredes e o teto foram deslocados no sentido anterior (ou posterior) ao observador, durante 1 s a uma velocidade de 1,2 m/s e intercalado com 10 s de cenário estático. Um total de 120 estímulos dinâmicos foram distribuídos em quatro blocos com 30 estímulos (15 para cada sentido apresentados aleatoriamente). Para cada sentido, estimaram o padrão M-VEP aplicando a média coerente dos segmentos de sinal EEG sincronizados com o início do movimento do cenário. Independente do sentido do movimento, o padrão M-VEP apresentou dominância de N2 em relação a P1 em todas as derivações. Os autores observaram maiores amplitudes de N2 e amplitude pico-a-pico N2 - P3 nas derivações parietais e demonstraram que a componente N2 é independente do sentido do movimento. Além disso, observaram diferenças estatísticas (*running t-test*,  $p < 0,05$ ) entre as morfologias do M-VEP de afastamento e aproximação ocorrendo cerca de 500 ms após o início do movimento do cenário e numa ordenação espaço - temporal do processamento do ciclo percepção-acção, ou seja, occipito-parieto-fronto-central.





## CAPÍTULO IV

### Materiais e Métodos

O presente estudo foi desenvolvido no Laboratório de Processamento de Imagens e Sinais (LAPIS) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (Coppe), na Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), Brasil. O protocolo adotado baseia-se no usado por DA\_SILVA *et al.* (2013) porém, com algumas alterações no que respeita aos parâmetros do estímulo visual (tempo, velocidade, dimensões, exposição dos blocos estimulatórios) e tendo sido acrescentada a posição sentada na aquisição dos sinais EEG mediante estimulação visual dinâmica. Tais alterações foram inicialmente testadas e validadas através de testes-piloto.

#### 4.1. Caracterização da amostra e Considerações Éticas

Participaram neste estudo 25 sujeitos saudáveis, na faixa etária de 18 a 40 anos, de ambos os gêneros (9 mulheres), com estatura de  $171 \pm 10$  cm e massa corporal de  $72,1 \pm 16,6$  kg (média  $\pm$  desvio). Como critério de exclusão, não participaram aqueles que apresentassem histórico de patologias neurológicas, doenças osteomioarticulares, cefaleia, indisposição, vertigem e/ou fadiga visual, transtorno do equilíbrio ou que estiverem sob uso contínuo de medicamentos, entorpecentes e/ou outras drogas que possam comprometer o controle postural. No entanto, foram incluídos indivíduos portadores de óculos graduados ou lentes corretivas, desde que os utilizassem no acto da aquisição. Aplicou-se a *anamnese* para se obter informação sobre dor de cabeça, vertigem ou náusea durante os testes (Anexo A).

Os participantes foram previamente alertados acerca do estudo e procedimentos necessários para adquirir o sinal EEG, assim como a ausência de remuneração ou vantagem, sendo livres de abandonar a experiência e invalidar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE – Anexo B) assinado, conforme o projeto aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Instituto de Estudos em Saúde Coletiva (IESC/UFRJ, Parecer 100/2011 do Processo 36/2011), caso em qualquer momento surja desconforto com a experiência.

## 4.2. Protocolo Experimental

As aquisições foram realizadas no LAPIS/PEB/UFRJ, que inclui um anexo experimental com condições ambientais controladas (temperatura de 23°C, controlo iluminatório, atenuação de ruído sonoro, aterramento), bem como um sistema de aquisição integrado de sinais EEG, plataforma de força, acelerômetro e/ou EMG sincronizados com um estimulador visual em ambiente de realidade virtual.

O estimulador, desenvolvido no LAPIS utilizando a IDE (*Integrated Development Environment* – Ambiente de Desenvolvimento Integrado) Delphi e a biblioteca gráfica OpenGL, permite alterar os parâmetros de um cenário virtual dinâmico, como por exemplo, distância, velocidade, sentido e tempo de movimento. Este consiste num cenário virtual (dimensões:  $1,72 \times 1,16$  m) projectado numa parede branca a uma distância de 2 m do observador. Tal distância foi estabelecida para manter o cenário virtual dentro do campo visual do sujeito (ângulo visual de  $46,5^\circ$ ), o qual será instruído a fixar o olhar no centro da imagem. O cenário (Figura 4.1 a) mimetiza uma sala com piso quadriculado (semelhante à reversão de padrão) com uma mesa e cadeira posicionadas no centro, para além de outros objetos na periferia do campo visual. Para gerar a estimulação visual dinâmica (ED), os móveis e utensílios do cenário virtual foram expandidos (ou reduzidos) enquanto o piso, as paredes e o teto deslocam-se linearmente no sentido anterior (ou posterior) com uma velocidade de 1,2 m/s durante 1 s. Além disso, para cada posição do cenário, a luminância foi modificada a passos de  $2 \text{ cd/m}^2$ , variando entre 31 a  $39 \text{ cd/m}^2$  da posição mais afastada para a mais próxima. Tal efeito dinâmico tem como intuito proporcionar a percepção de que o observador se está a aproximar (evento AP) ou a afastar (evento AF) do cenário, ou seja, a sensação de automovimento (*vection* linear). Os sentidos da ED foram codificados por pulsos com o valor de 1200 (AP) e - 1200 (AF), sincronizados com o início da exibição de cada cena. O conjunto de pulsos resultante é encaminhado para o canal de anotação do sistema integrado de aquisição de sinais, gerando um sinal de *trigger* a ser utilizado durante o pré-processamento dos sinais EEG.

Durante a estimulação visual, os sujeitos foram instruídos a posicionar os pés numa plataforma de força nas duas posições posturais: ortostática (O, em pé com braços ao longo do corpo, figura 4.1 b) e sentada (S, figura 4.2 c). A posição dos pés (abertura de  $30^\circ$  e 2 cm de afastamento entre os maléolos) foi demarcada de modo a manter a mesma base de apoio ao longo de toda a experiência, bem como permitir movimentar os pés livremente durante os intervalos de descanso entre os exames. Cabe ressaltar que, contudo, os sinais de estabilometria não foram analisados neste estudo.

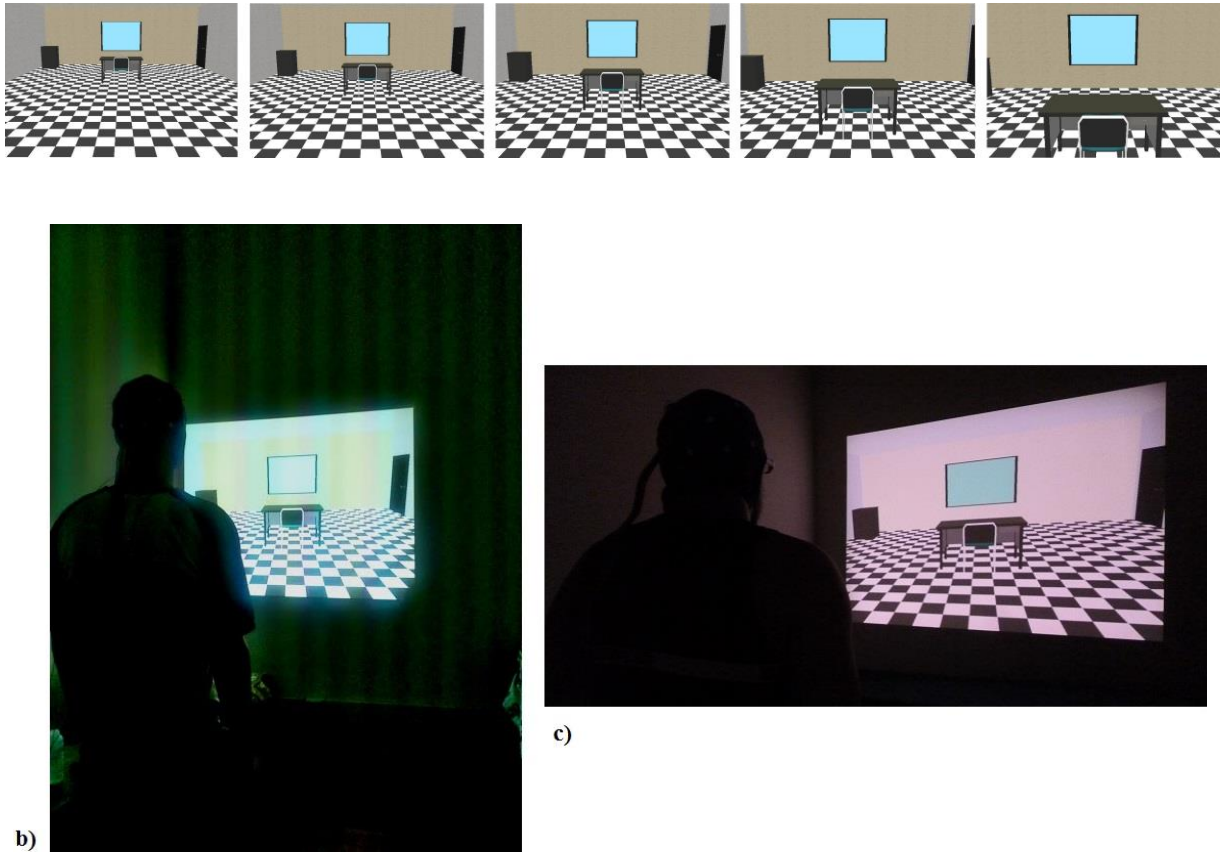


Figura 4.1: a) As cinco disposições dinâmicas do cenário virtual, desde a posição mais expandida à mais reduzida do observador; voluntário #3 sob estimulação visual dinâmica na posição ortostática (b) e sentada (c).

A figura 4.2 ilustra o esquema do protocolo experimental, incluindo a fase preparatória do voluntário (instrução sobre os procedimentos, colocação da touca contendo os eléctrodos, aplicação do gel condutor e verificação dos sinais a serem adquiridos). Primeiramente, foram adquiridos o EEG espontâneo (EEGe) com o voluntário na posição *S* relaxado numa poltrona observando a parede branca (condição denominada de  $S_{OA}$ ) e, posteriormente, na ausência de estimulação visual (de olhos fechados,  $S_{OF}$ ) ambos com duração de 5 minutos. Idem para a posição *O* ( $O_{OA}$  e  $O_{OF}$ ), porém com um intervalo de descanso de 3 minutos entre estas condições, no qual o voluntário permaneceu sentado e relaxado na poltrona. Tal intervalo foi estabelecido para evitar o possível efeito da fadiga muscular, devido ao tempo de exposição na posição *O*. Todas as aquisições na posição ortostática só foram iniciadas 30 segundos após o voluntário se levantar da poltrona (denominado de Período de Transição, indicado por PT na figura 4.2) com o intuito de proporcionar a recuperação da estabilidade de apoio pelo ato de se levantar. Em particular, o sinal na condição  $S_{OF}$  foi usado no pré-processamento, com vistas aos procedimentos de rejeição de artefactos. Os sinais  $S_{OA}$  e  $O_{OA}$  foram utilizados como sinais de referência na investigação do M-VEP.

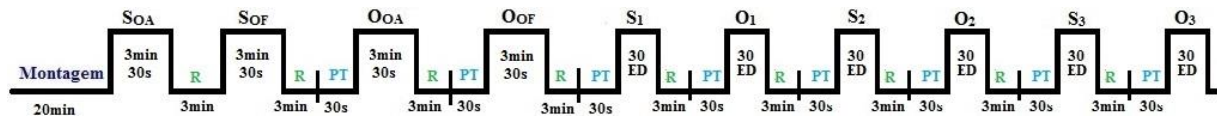


Figura 4.2: Diagrama ilustrativo dos blocos das condições de experimentação e durações respectivas.

Os testes durante a estimulação visual dinâmica foram realizados nas duas posições posturais (S e O), alternadamente distribuídas em três blocos de cada posição (S<sub>1</sub>, O<sub>1</sub>, S<sub>2</sub>, O<sub>2</sub>, S<sub>3</sub> e O<sub>3</sub>, figura 4.2), iguais entre estas e aleatórias entre blocos. Para cada bloco, foram aplicados 30 estímulos dinâmicos aleatórios (15 de cada evento AP e AF), cada um deles intercalados por 6 s de cenário estático (condição CE) na posição onde a ED termina (sendo esta a posição inicial da próxima ED). A primeira ocorrência de ED foi precedida de um CE (com a mesa e a cadeira posicionadas no centro da sala), enquanto que a última foi seguida de um CE. Assim, para cada condição postural foi usado um total 90 estímulos (45 para cada evento AP e AF).

### 4.3. Configuração Experimental

Os sinais EEG foram adquiridos de acordo com o Sistema Internacional 10-20 (derivações monopolares, referência biauricular média e aterramento em FPz) usando a touca modelo ECI Electro-Cap Electrode System<sup>TM</sup> (Electro-Cap International, Inc., EUA, Figura 4.3a) e amplificador biológico BrainNet - BNT 36 (EMSA, Brasil, Figura 4.3b). O tamanho da touca foi selecionado conforme a circunferência da cabeça do voluntário. As impedâncias dos eléctrodos foram mantidas abaixo de 5 k $\Omega$ . Os sinais EEG foram analogicamente filtrados com passa-baixo Butterworth de 4<sup>a</sup> ordem em 100 Hz (*anti-aliasing*), passa-alta Butterworth de 2<sup>a</sup> ordem em 0,1 Hz e um filtro *nocth* para eliminar possíveis interferências da rede elétrica do Brasil, 60 Hz (configurado através do *software* do sistema de aquisição integrado de sinais EEG, figura 4.4). Os sinais EEG foram amostrados a uma taxa de 600 Hz por um conversor A-D, com resolução de 16 bits e faixa dinâmica de  $\pm 10$  V, bem como armazenados em disco rígido para posterior análise *off-line*. Todo o processamento digital dos sinais EEG foi realizado através do *software* Matlab R2014a (The Mathworks®, EUA).

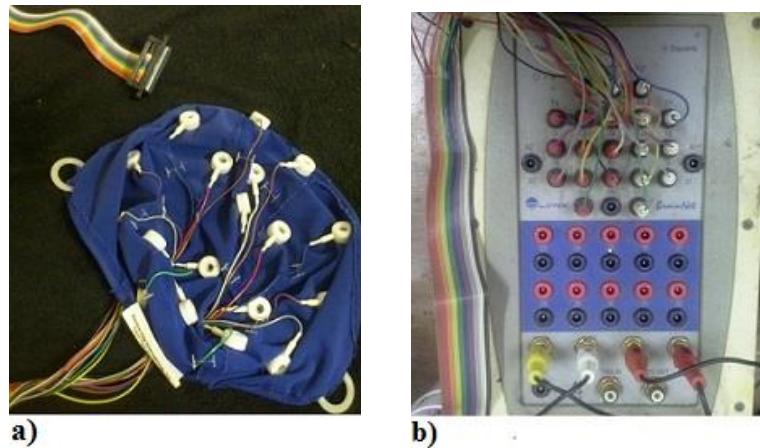


Figura 4.3: a) Touca modelo ECI Electro-Cap Electrode System™ (Electro-Cap International, Inc., EUA), tamanho grande (58-62cm); b) Amplificador de sinais biológicos BNT de 36 canais (32 AC e 4 DC), com comunicação de dados via rede e filtros configuráveis entre 0,1 e 100 Hz.

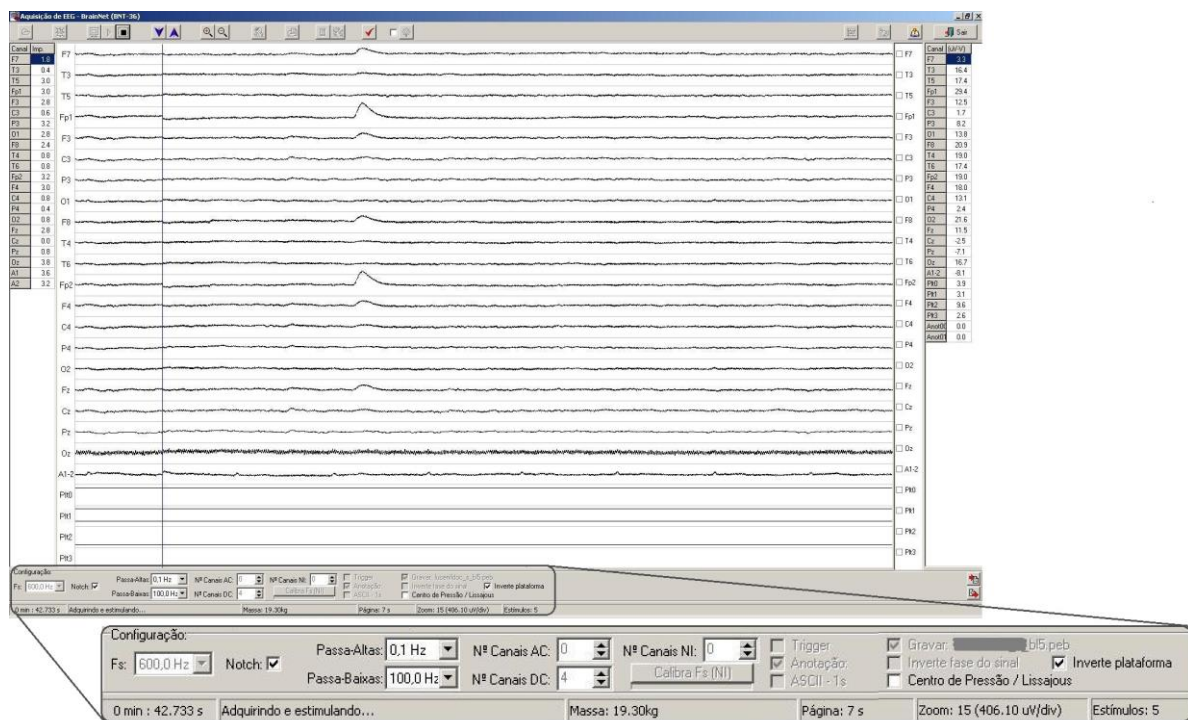


Figura 4.4: *Software* do sistema integrado de sinais EEG, durante uma aquisição de sinal correspondente a um dos blocos de estimulação visual dinâmica (S, bloco#5).

## 4.4. Pré-processamento do sinal EEG

Neste trabalho, foram analisados apenas os sinais EEG derivados do córtex visual primário (O1 e O2), região integradora e associativa da estratégia do controlo postural (P3, Pz e P4), região relacionada à cognição e planeamento das acções do movimento (F3, Fz e F4), bem como a área

relacionada à acção motora (C3, Cz e C4). A figura 4.5 ilustra, para o voluntário #1 durante a posição sentada com estimulação virtual dinâmica (bloco  $S_1$ ), um segmento de 40 s do sinal EEG de uma sequência aleatória de seis ED (1 s intercalada por 6 s de CE) sincronizado com o início da exibição de cada cena (indicado pelo sinal de trigger do canal de anotação).

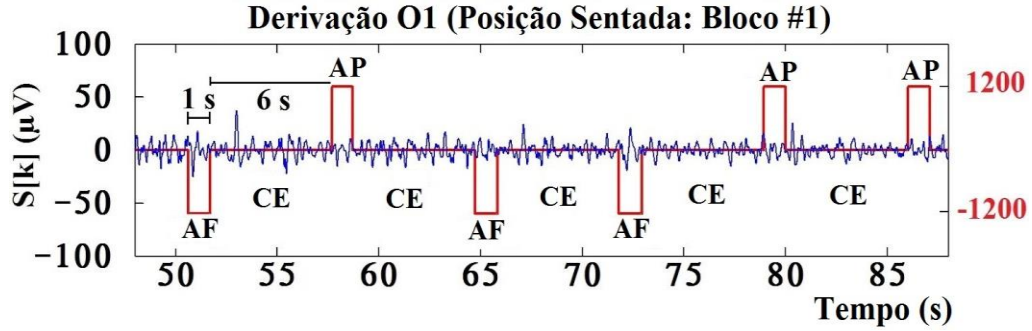


Figura 4.5: Segmento do sinal EEG do voluntário #1 (a azul) sincronizado com o sinal de *trigger* (a vermelho), ilustrando uma sequência aleatória de estímulos dinâmicos de afastamento (AF) e aproximação (AP), com duração de 1 s e intervalados por 6 s de cenário estático (CE).

Os sinais EEG foram filtrados usando um Butterworth passa-banda de 2ª ordem, de fase nula, com frequência de corte em 1 e 7 Hz. Com base no pulso de *trigger*, os sinais EEG para a posição  $S$  durante o estímulo AP foram segmentados em  $MS_{AP} = 45$  épocas, correspondente ao intervalo temporal que inclui 3 s da CE exatamente antes do evento AP até os 6 s de CE seguinte e sincronizado com o início da exibição de cada cena,  $t = 0$  (figura 4.6). As épocas de sinal portadoras de artefactos (baixa RSR) foram eliminadas com recurso ao algoritmo apresentado por TIERRA-CRIOLLO *et al.* (2001), que utiliza como referência o desvio-padrão do EEGe durante a posição e condição  $S_{OF}$ . O mesmo procedimento foi utilizado para a posição  $S$  durante estimulação AF. Idem para a posição  $O$  em ambas as estimulações.

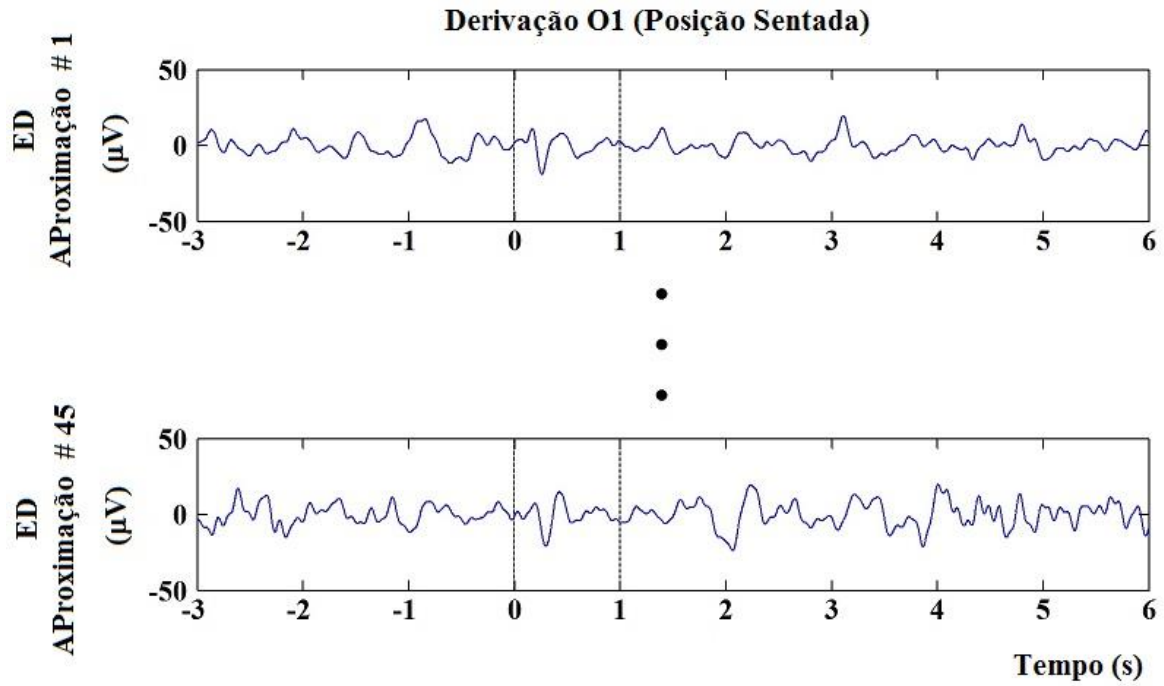


Figura 4.6: Épocas de sinais EEG do voluntário #1 na posição sentada durante estimulação de aproximação, correspondente ao intervalo temporal que inclui 3 s da CE exactamente antes do evento AP ( $t = 0$ ) até os 6 s de CE seguinte. Os tracejados verticais indicam a duração do movimento do cenário (1 s).

#### 4.5. Processamento do sinal EEG

O M-VEP para a posição *S* durante o estímulo AP foi estimado através da equação 3.1, calculando-se a média coerente das  $M_{AP}$  épocas livres de artefactos, sincronizadas com o início do movimento do cenário ( $t = 0$ ), de -500 a 2000 ms. Então, para cada voluntário, o padrão da média coerente foi filtrado com um passa-baixo em 4 Hz, Butterworth de 2ª ordem e de fase nula. Além disso, as componentes P1, N2 e P3 do M-VEP foram identificadas através do cruzamento com o zero da primeira derivada da forma de onda correspondente à janela temporal entre 0 e 50 ms, 50 e 300 ms e 300 a 550 ms, respectivamente (figura 4.7). Idem para a posição sentada na condição AF, bem como para a posição ortostática em ambas as ED.



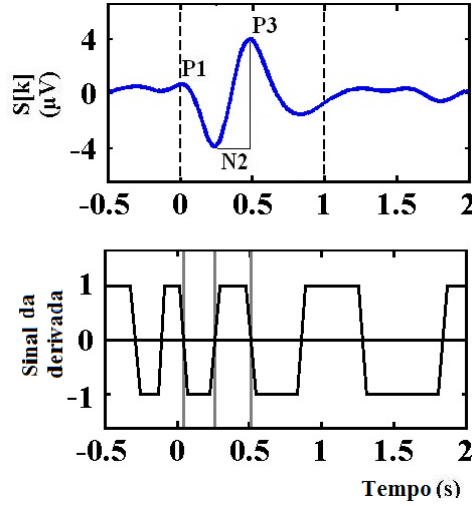


Figura 4.7: Em cima: sinal M-VEP do voluntário #1, com as suas componentes e pico-a-pico N2 - P3; em baixo: sinal resultante do cruzamento com o zero da primeira derivada da forma de onda correspondente.

Para o conjunto da amostra, as distribuições das componentes N2 (ou P3) do M-VEP (amplitude e latência), eliciadas pelos estímulos AP e AF durante ambas as posições posturais foram estatisticamente comparadas utilizando-se o teste de *Wilcoxon* pareado ( $\alpha = 0,10$ ), sob a hipótese nula ( $H_0$ ) de igualdade entre as medianas. O mesmo procedimento foi efectuado para a amplitude pico-a-pico N2-P3. Posteriormente, foram obtidas as curvas resultantes do *grand-averaged*. As diferenças entre os padrões M-VEP resultantes para as condições de cenário AF e AP, bem como entre as posições *O* e *S*, foram analisadas aplicando-se o teste *t* ( $\alpha = 0,10$ ) a cada instante de tempo, sendo este procedimento denominado por *running t-test* (teste *t* “corrido”). Este baseia-se na comparação bicaudal entre amostras, num intervalo temporal de interesse, aqui entre 300 a 900 ms (LEBER *et al.*, 2013). Se, num dado instante, a hipótese nula ( $H_0$ ) de igualdade entre médias for rejeitada, pode-se assumir que o *grand-averaged* resultante para a posição sentado *S* é estatisticamente diferente daquele para a posição ortostática *O* em cada condição de estimulação visual AP e AF.

Por fim, com base na componente P3 (a qual reflete a complexidade do cenário) foi aplicada a técnica de correlação cruzada para se obter a diferença temporal do M-VEP entre as diferentes condições posturais. Esta técnica fornece uma medida de dependência ou da relação entre ambos padrões M-VEP, em diferentes instantes temporais. Quanto maior a dependência, menor a distância temporal e vice-versa e, portanto, mais semelhantes são os sinais. A sua expressão matemática é dada por:

$$(f * g)[k] = \sum_{m=1}^{k_{fin}} f^*[m] \cdot g[k+m] \quad (4.1)$$

onde  $f^*[k]$  (conjugado complexo de  $f$ ) e  $g[k]$  representam as médias coerentes do conjunto dos M-VEPs de uma dada derivação EEG na posição sentada e ortostática, respectivamente,  $m$  é o deslocamento temporal adicionado ao instante de tempo  $k$ .



## CAPÍTULO V

### Resultados

#### 5.1. M-VEP individual

A Figura 5.1 ilustra, para o voluntário #3 (feminino), o resultado da média coerente de  $MS = MO = 45$  épocas de sinal EEG obtido durante as posições sentada e ortostática sob estimulação visual observando a parede branca ( $S_{OA}$  e  $O_{OA}$ ) e, portanto, na ausência de ambiente de realidade virtual. Nota-se para todas as derivações que as morfologias resultantes flutuam em torno do valor nulo, pelo que não há geração do padrão M-VEP. Por outro lado, a Figura 5.2 exibe para mesmo indivíduo (#3) a resposta M-VEP para as posições *S* (verde) e *O* (vermelho) durante estimulação virtual dinâmica de aproximação, sincronizada pelo início da exibição do movimento do cenário ( $t = 0$ ). Para as duas posições e derivações EEG, o padrão M-VEP apresenta dominância da componente N2 em relação à P1, com maiores valores de amplitude para a região parietal (P3, Pz e P4). Nota-se também que, para todas as derivações, os picos de N2 para a posição *S* são mais negativos que os de *O* (Tabela 5.1). A componente P3 é mais positiva para *S* e, portanto, a amplitude pico-a-pico (N2-P3) é maior para esta posição. Adicionalmente, as latências da componente N2 ocorrem entre 267 e 312 ms após o início do movimento do cenário, enquanto as da componente P3 ocorrem entre 447 e 530 ms (Tabela 5.1). Além disso, tais latências são maiores para a posição *S*, sugerindo um atraso na resposta M-VEP eliciada pela aproximação do cenário durante esta posição postural.

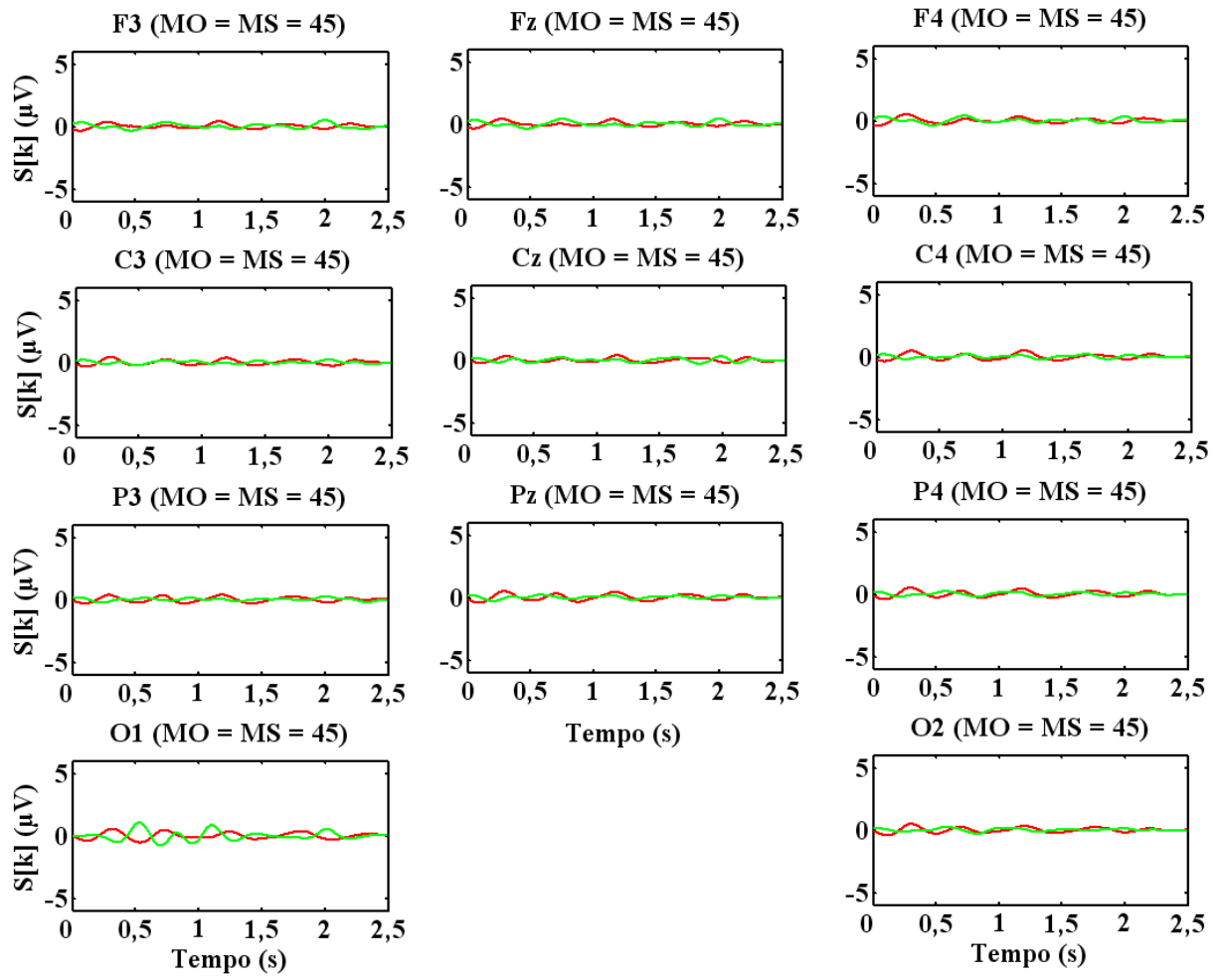


Figura 5.1: Média coerente do sinal EEG do voluntário #3 estimado para a posição ortostática (vermelho) e sentada (verde) durante observação da parede branca. *MO* e *MS* referem-se ao número de épocas livres de artefactos para as posições ortostática e sentada, respectivamente.

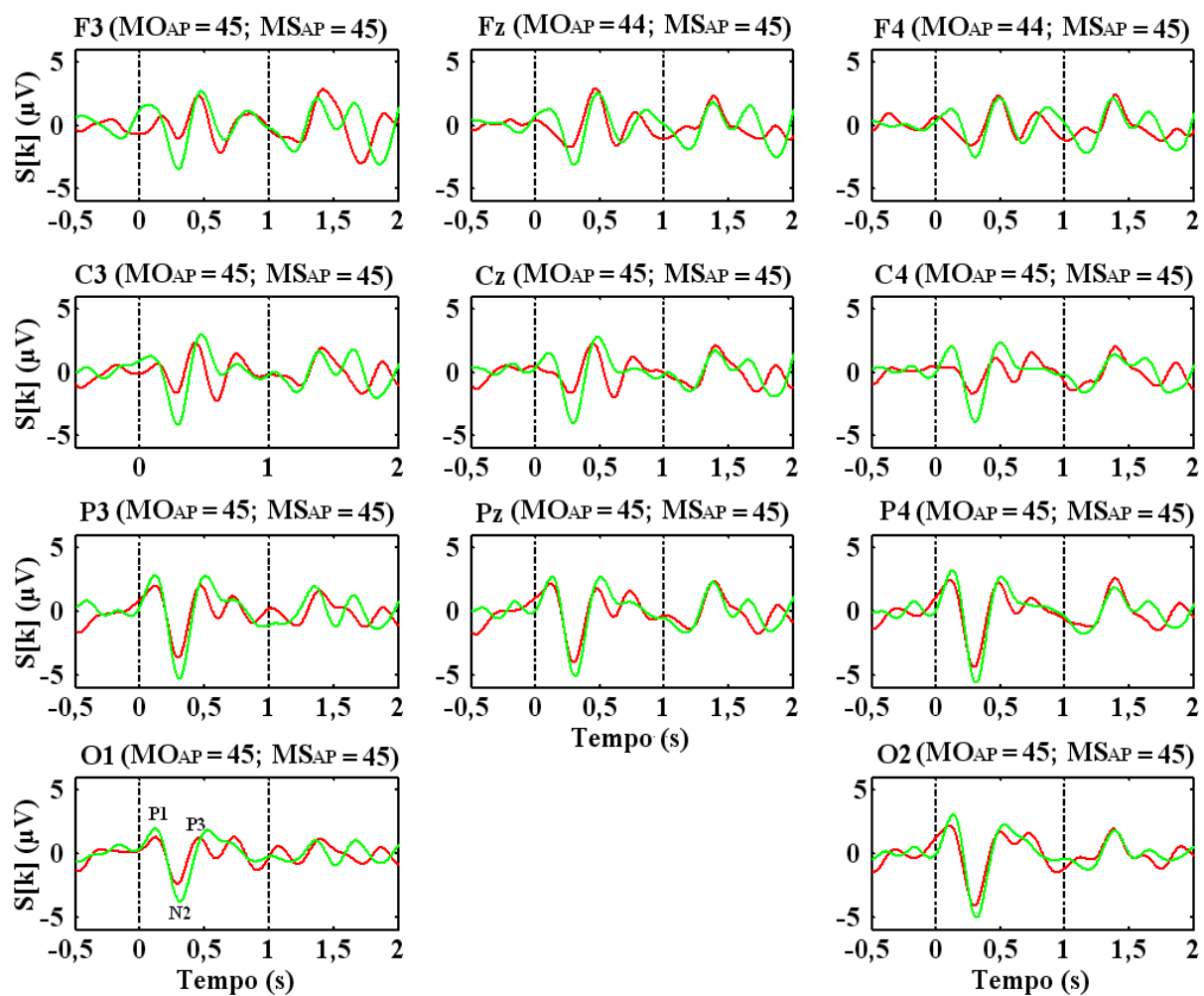


Figura 5.2: M-VEP do voluntário #3 estimado para a posição ortostática (vermelho) e sentada (verde) durante aproximação do cenário virtual. O tracejado preto vertical indica o início ( $t = 0$  s) e o fim ( $t = 1$  s) da estimulação dinâmica.  $MO_{AP}$  e  $MS_{AP}$  referem-se ao número de épocas livres de artefactos para as posições ortostática e sentada, respectivamente.

Tabela 5.1 Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP,  $\mu\text{V}$ ) N2–P3 do voluntário #3 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de aproximação. A negrito destacam-se os valores mais extremos.

		EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
Componente N2	O	A	-2,4	-4,1	-3,7	-4,0	<b>-4,4</b>	-1,7	-1,7	-1,7	-1,1	-1,8	-1,6
		L	290	298	297	298	297	280	273	287	<b>300</b>	267	275
	S	A	-3,8	-5,0	-5,3	-5,1	<b>-5,6</b>	-4,2	-4,1	-3,9	-3,5	-3,2	-2,6
		L	312	<b>315</b>	307	308	312	293	295	305	297	303	305
Componente P3	O	A	1,3	1,7	2,1	1,8	2,2	2,4	2,3	1,1	2,4	<b>2,9</b>	2,4
		L	458	<b>500</b>	470	478	487	433	447	467	458	468	485
	S	A	1,8	2,3	2,8	2,7	2,7	<b>3,0</b>	2,8	2,3	2,7	2,5	2,1
		L	527	<b>530</b>	507	507	507	477	483	498	477	485	493
N2—P3	O	PP	3,7	5,8	5,7	<b>5,8</b>	6,6	4,0	4,0	2,8	3,4	4,7	4,0
	S	PP	5,6	7,3	8,1	7,9	<b>8,3</b>	7,2	6,9	6,3	6,1	5,7	4,7

Para outro voluntário (#4, masculino), independente da posição postural e das derivações EEG, o M-VEP eliciado pela estimulação de aproximação do cenário também apresenta dominância N2 com latência entre 218 a 315 ms após o início do movimento do cenário (Figura 5.3). Além disso, esta componente também é mais negativa nas derivações parietais. Entretanto, ao contrário do voluntário #3, as amplitudes das componentes N2 e P3, bem como a amplitude pico-a-pico N2-P3, apresentam maiores valores para a posição O (Tabela 5.2). Embora a componente P3 ocorra entre 418 a 537 ms, o atraso na resposta M-VEP eliciada pela aproximação do cenário é maior para a posição S, exceto nas derivações frontais (baixa RSR).

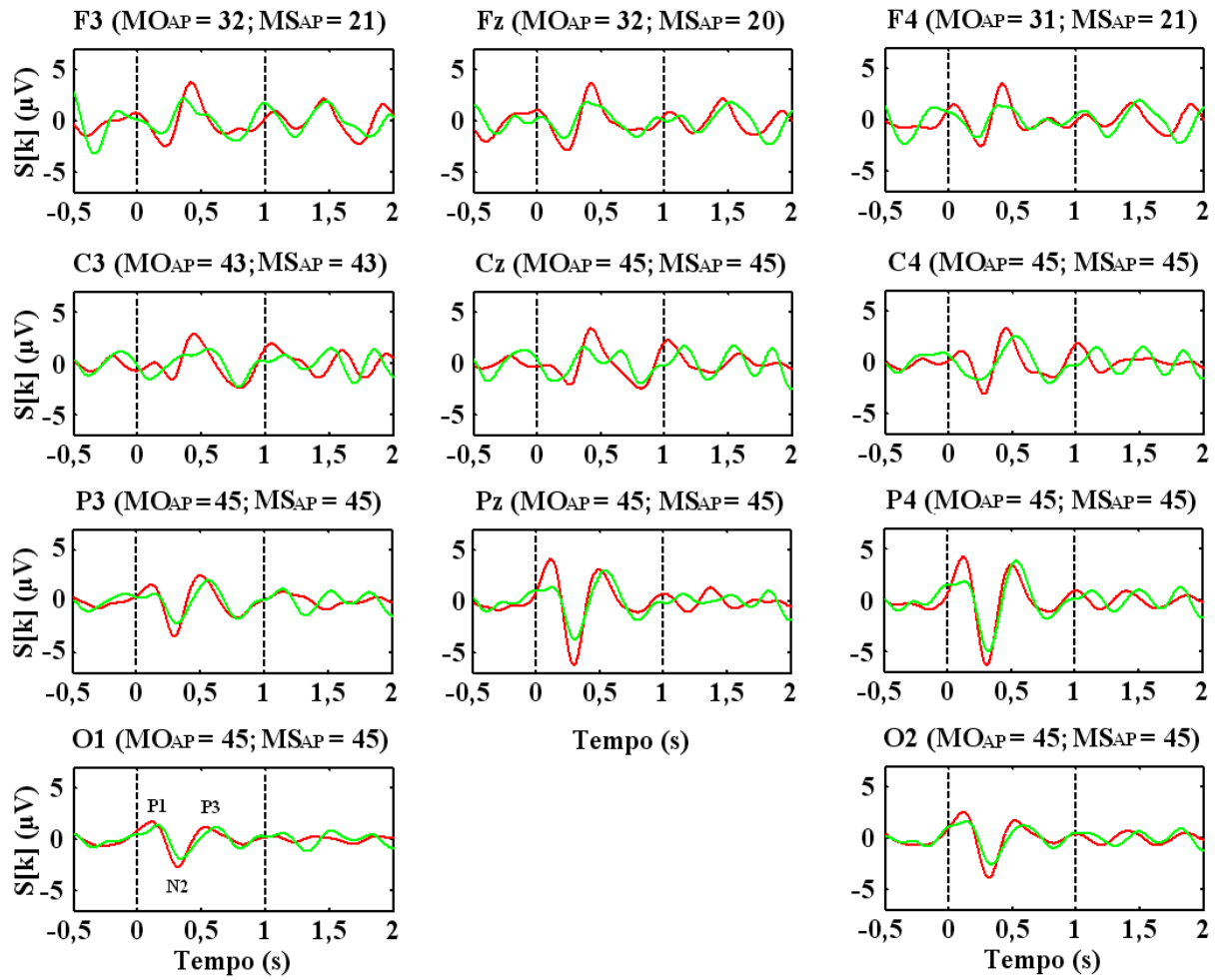


Figura 5.3 M-VEP do voluntário #4 estimado para a posição ortostática (vermelho) e sentada (verde) durante aproximação do cenário virtual. O tracejado preto vertical indica o início ( $t = 0$  s) e o fim ( $t = 1$  s) da estimulação dinâmica.  $MO_{AP}$  e  $MS_{AP}$  referem-se ao número de épocas livres de artefactos para as posições ortostática e sentada, respectivamente.

Tabela 5.2 Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP,  $\mu\text{V}$ ) N2—P3 do voluntário #4 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de aproximação. A negrito destacam-se os valores mais extremos.

		EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
Componente N2	O	A	-2,7	-3,8	-3,4	-6,2	<b>-6,4</b>	-1,6	-2,1	-3,1	-2,5	-2,9	-2,6
		L	313	<b>315</b>	298	297	307	268	255	277	218	233	252
	S	A	-1.9	-2.6	-2.1	<b>-3.7</b>	-5.0	-0,6	-1,4	-1,7	-1.2	-1.7	-1.8
		L	<b>338</b>	332	313	305	320	200	200	237	200	210	222
Componente P3	O	A	1,1	1,7	2,5	3,1	3,4	2,3	3,4	3,3	3,7	<b>3,7</b>	3,5
		L	<b>537</b>	522	502	492	500	438	423	448	418	423	420
	S	A	1,7	1,2	2,0	3,0	<b>3,8</b>	1,4	1,6	2,5	2,2	1,8	1,4
		L	<b>600</b>	592	565	545	540	558	368	527	363	390	392
N2—P3	O	PP	3,8	5,5	5,9	9,3	<b>9,8</b>	4,5	5,5	6,4	6,2	6,5	6,1
	S	PP	3,1	3,8	4,2	6,7	<b>8,8</b>	2,0	3,0	4,2	3,4	3,5	3,1

A Figura 5.4 ilustra para um voluntário distinto (#1, feminino) a resposta M-VEP eliciada pela estimulação dinâmica de afastamento de cenário virtual durante a posição sentada (preto) e ortostática (azul). O padrão M-VEP para ambas as posições posturais apresentam dominância da componente N2 em todas as derivações EEG, porém mais negativa na região occipital (O1 e O2, Tabela 5.3). Nota-se que a estimulação dinâmica de afastamento eliciou resposta cortical com maior atraso para a posição S, sendo este mais evidente nas derivações frontais e centrais. As latências de N2 variaram entre 217 e 303 ms para a posição O e entre 240 e 318 ms para S, enquanto que a componente P3 ocorreu de 383 a 480 ms (O) e de 452 a 496 ms (S).

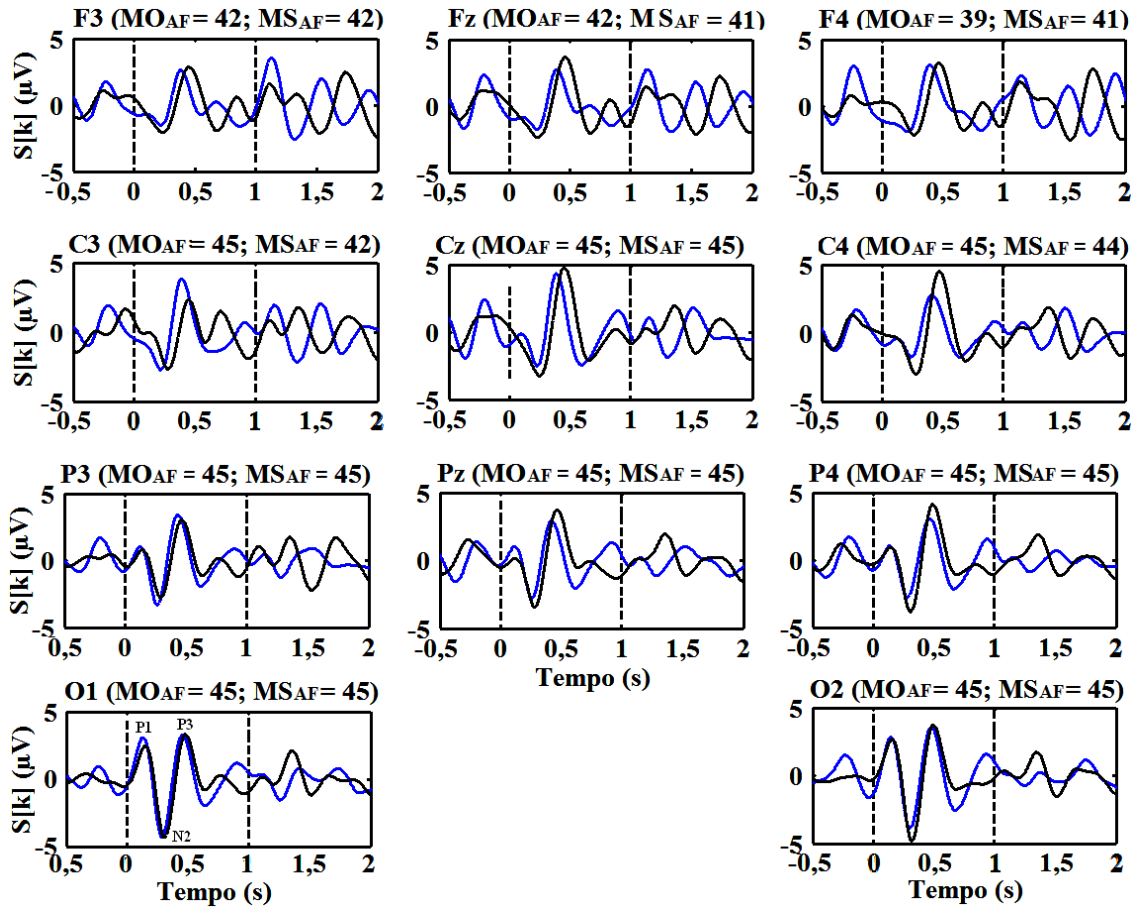


Figura 5.4: Média coerente do sinal EEG do voluntário #1, para a posição ortostática (azul) e sentada (preto), sincronizado com o início do afastamento do cenário virtual. O tracejado vertical preto indica o início da estimulação visual ( $t = 0$  s) e a conclusão da mesma ( $t = 1$  s).  $MS_{AF}$  e  $MO_{AF}$  referem-se ao número de segmentos livres de artefactos para as posições sentada e ortostática, respectivamente.

Tabela 5.3: Latência (ms) e Amplitude ( $\mu V$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP,  $\mu V$ ) N2—P3 do voluntário #1 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de afastamento. A negrito destacam-se os valores mais extremos.

		EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
Componente N2	O	A	<b>-4,3</b>	-3,9	-3,3	-2,8	-2,7	-2,7	-2,5	-1,7	-1,5	-1,8	-1,9
		L	287	<b>303</b>	265	258	283	223	232	243	222	230	217
	S	A	-4,3	<b>-4,8</b>	-2,8	-3,4	-3,8	2,7-	-3,3	-3,0	-2,1	-2,4	-2,2
		L	308	<b>318</b>	293	283	308	282	252	280	240	240	268
Componente P3	O	A	3,3	3,6	3,4	2,9	3,1	3,9	<b>4,4</b>	2,8	2,6	2,8	3,1
		L	457	<b>480</b>	435	423	468	393	388	413	387	392	397
	S	A	3,3	3,7	3,1	3,7	4,1	2,3	<b>4,8</b>	4,5	2,9	3,7	3,2
		L	480	<b>496</b>	468	468	492	452	453	472	455	460	470
N2—P3	O	PP	<b>7,5</b>	7,4	6,8	5,7	5,8	6,6	6,9	4,5	4,1	4,1	5,0
	S	PP	7,7	8,5	5,8	7,2	8,0	5,0	<b>8,1</b>	7,6	4,9	6,0	5,4

Para outro voluntário (#5, masculino) sob estimulação dinâmica de afastamento, a amplitude da componente N2 do M-VEP estimada para a posição S é similar à de O, sendo mais negativa nas derivações parietais (Figura 5.5 e Tabela 5.4). A componente P3 apresenta picos mais positivos para a posição O, os quais são mais evidentes nas derivações parietais e centrais. Para este voluntário #5, as latências da componente P3 para a posição sentada (variando entre 420 e 443 ms) são menores que às de O (455 a 493 ms), sugerindo maior atraso na resposta cortical para esta última posição postural.

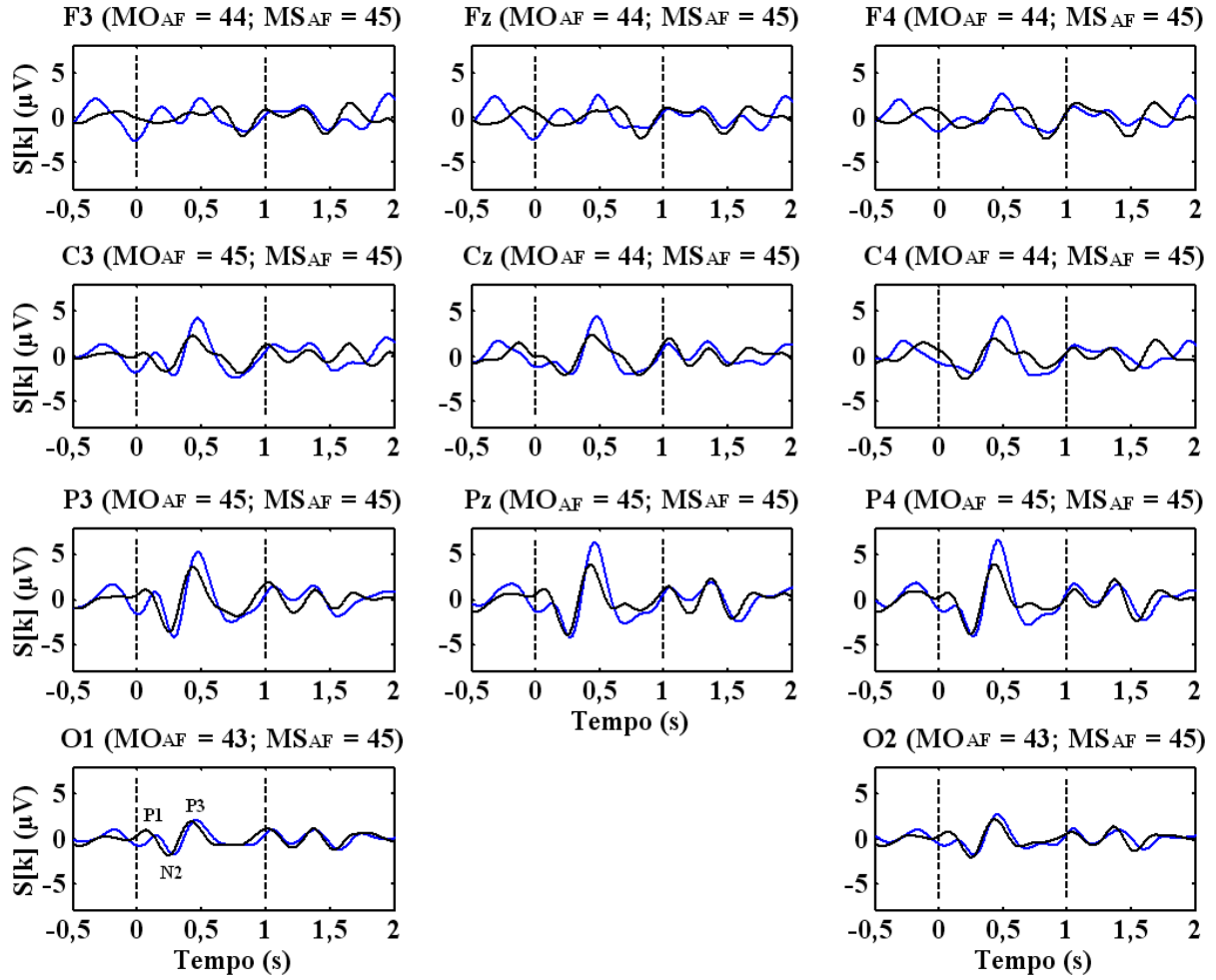


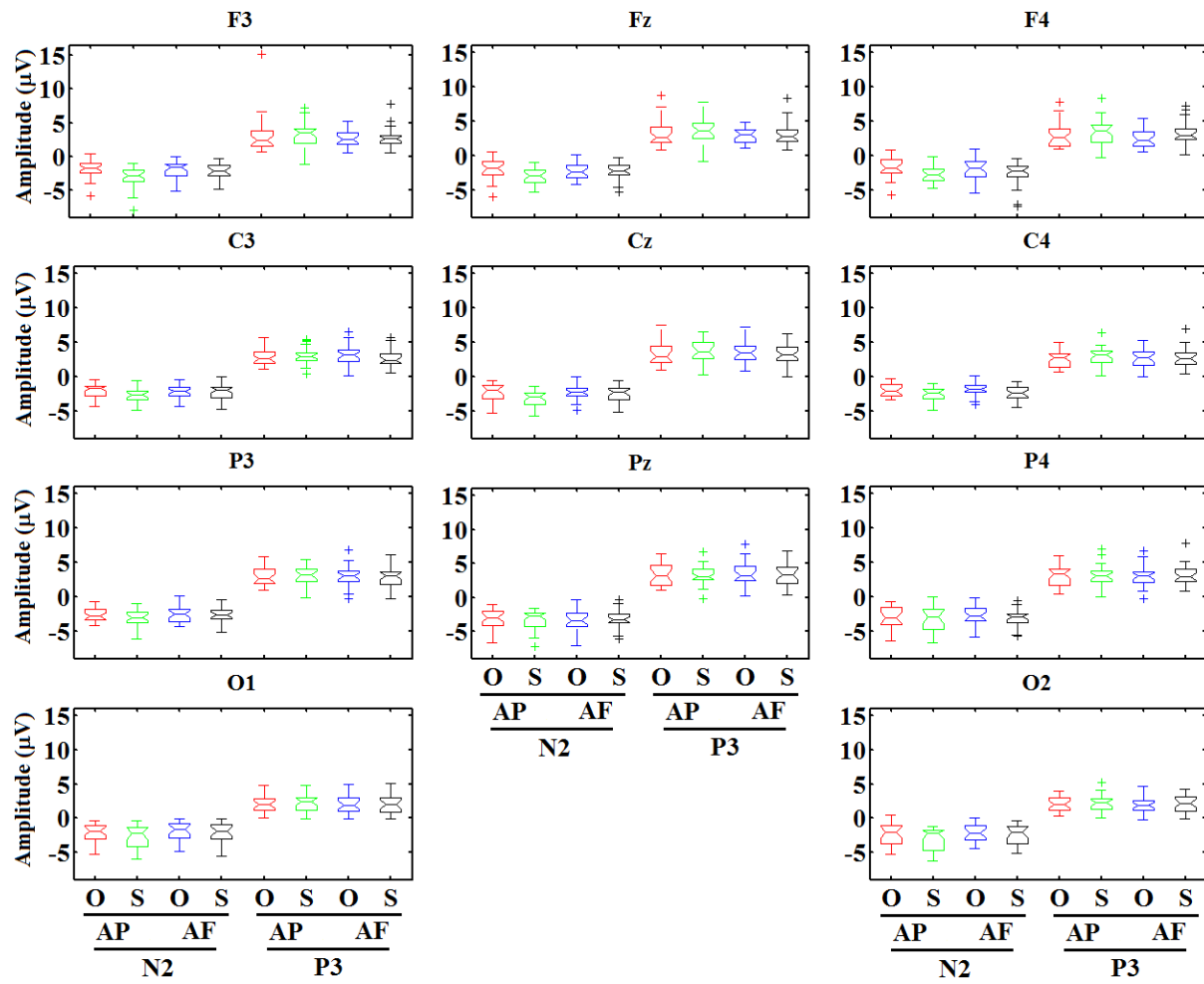
Figura 5.5: Média coerente do sinal EEG do voluntário #5, para a posição ortostática (azul) e sentada (preto), na condição de afastamento (AF) do cenário virtual. O tracejado preto vertical indica o início da estimulação visual ( $t = 0$  s) e a conclusão da mesma ( $t = 1$  s).  $MO_{AF}$  e  $MS_{AF}$  referem-se ao número de trechos livres de artefactos para a posição sentada e ortostática, respectivamente.



Tabela 5.4 Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP,  $\mu\text{V}$ ) N2—P3 do voluntário #5 durante a posição ortostática (O) e sentada (S) com estimulação visual dinâmica de afastamento. A negrito destacam-se os valores mais extremos.

	EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
Componente N2	O	A	-1,8	-1,8	<b>-4,2</b>	-4,2	-4,1	-2,2	-2,1	-1,9	-0,7	-0,7
		L	283	275	287	272	270	283	275	253	<b>342</b>	320
	S	A	-1,9	-2,1	-3,6	<b>-3,9</b>	-3,8	-1,7	-2,1	-2,6	-0,6	-0,9
		L	243	<b>252</b>	250	247	248	225	228	203	200	200
Componente P3	O	A	2,1	2,7	5,3	6,5	<b>6,6</b>	4,3	4,4	4,3	2,1	2,5
		L	458	455	472	460	462	470	477	493	490	<b>493</b>
	S	A	1,9	2,2	3,6	3,9	<b>4,0</b>	2,2	2,3	1,9	1,0	1,0
		L	420	433	433	428	433	430	443	432	600	<b>600</b>
N2—P3	O	P	3,9	4,5	9,6	10,6	<b>10,7</b>	6,4	6,5	6,2	2,8	3,1
	S	P	3,8	4,3	7,2	<b>7,9</b>	7,8	4,0	4,4	4,5	1,6	1,9

As Figuras 5.6 e 5.7 ilustram, respectivamente para o conjunto dos voluntários, o diagrama de distribuição das amplitudes e latências das componentes N2 e P3 do M-VEP obtidos para ambas as posições durante a estimulação virtual dinâmica de aproximação e afastamento. Para a posição *O*, independente do sentido da estimulação e da derivação EEG, o teste de *Wilcoxon* indicou não haver diferença ( $p > 0,2$ ) entre as distribuições da componente N2 (ou P3), nem tão-pouco entre a amplitude pico-a-pico N2-P3. Por outro lado, para a posição *S*, as diferenças entre a estimulação AP e AF são significativas ( $p < 0,08$ ) apenas para a amplitude da componente N2 do hemisfério cortical esquerdo (O1, P3, F3 e C3). Para a condição de estimulação dinâmica de aproximação do cenário, a componente N2, bem como a amplitude pico-a-pico N2-P3, obtidas durante a posição *O* diferem das de *S* ( $p < 0,09$ ) para todas as derivações EEG, excepto em Pz e P4. Adicionalmente, a distribuição da latência da componente P3 para a posição *O* é significativamente diferente ( $p < 0,03$ ) daquela de *S*, nas derivações parietais, frontais e centrais, sendo esta componente mais atrasada para a posição *S*. Para a estimulação dinâmica de afastamento, as diferenças ( $p < 0,06$ ) ocorrem apenas na latência da componente P3, a qual também é mais atrasada para a posição *S* nas derivações parietais, frontais e centrais.



**Figura 5.6:** Diagramas de distribuição das amplitudes das componentes N2 e P3 do M-VEP para ambas as posições posturais (*S* e *O*) durante a estimulação virtual dinâmica de aproximação (AP) e afastamento (AF).

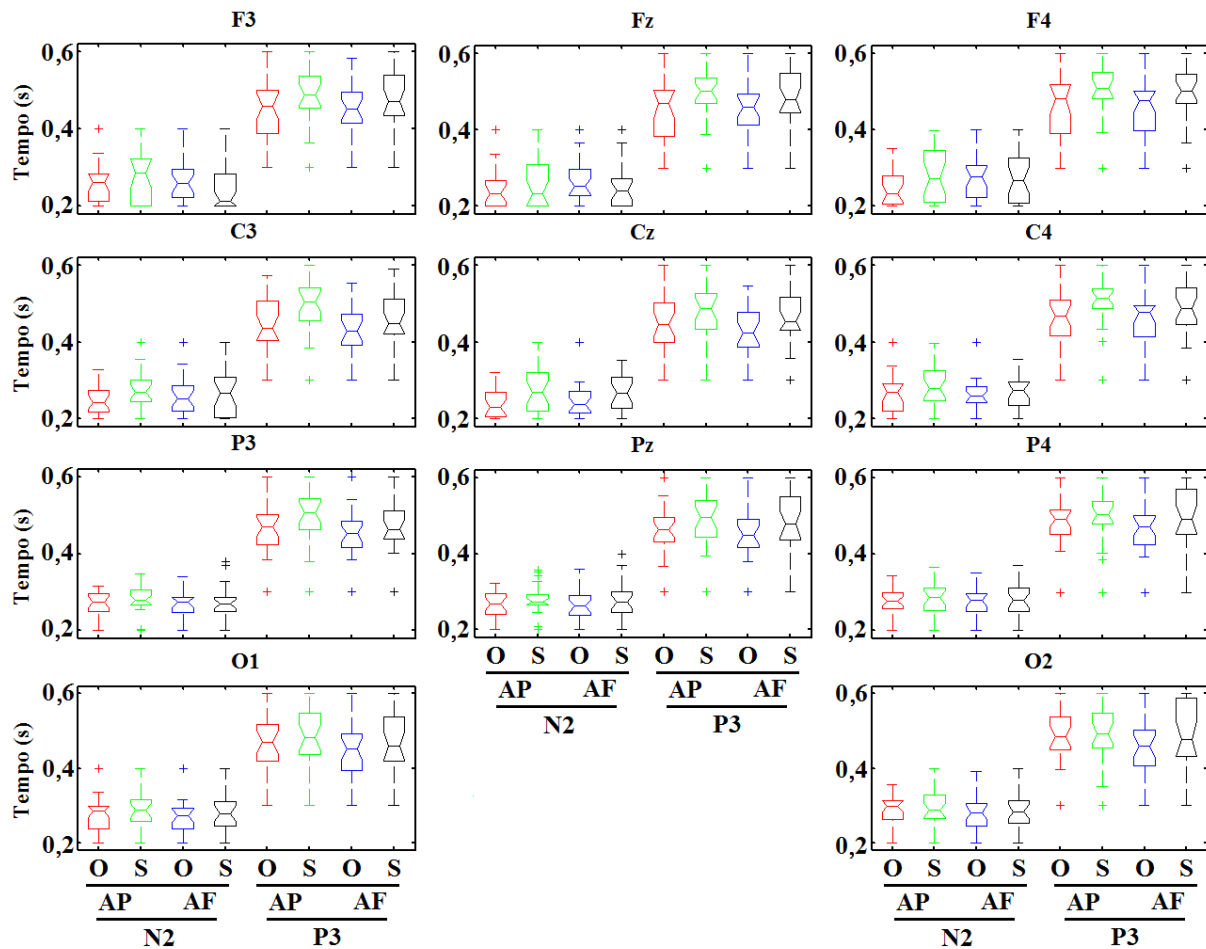


Figura 5.7: Diagramas de distribuição das latências das componentes N2 e P3 do M-VEP para ambas as posições posturais (S e O) durante a estimulação virtual dinâmica de aproximação (AP) e afastamento (AF).

## 5.2. Resultados do *Grand-Averaged*

A figura 5.8 exibe o *grand-averaged* do conjunto de M-VEPs (dominância de N2 em relação a P1) para as derivações occipitais, parietais, frontais e centrais eliciado pela estimulação dinâmica de aproximação durante a posição S e O, sincronizadas pelo início do movimento do cenário virtual ( $t = 0$  s). Em ambas as posições, nota-se que a componente N2 é maior no córtex parietal. Para esta estimulação AP, observa-se também que as componentes do M-VEP com o sujeito sentado mostram maior latência (atraso) do que na posição ortostática, embora apresentem, em geral, uma morfologia semelhante. Os resultados do running t-test indicaram haver um intervalo temporal (Tabela 5.5) onde os padrões estimados para S diferem estatisticamente daqueles para a posição O ( $p < 0,10$ , área cinzenta na figura 5.8). Este intervalo, entre cerca de 470 e 900 ms após o início da estimulação dinâmica AP, é observável em todas as derivações, exceto nas occipitais.

A correlação cruzada entre os M-VEPs na condição de aproximação (figura 5.9) evidencia um atraso da componente P3 aquando da estimulação na posição sentada em relação à ortostática. Este atraso ocorreu em todas as derivações. A Tabela 1 indica haver atraso da componente P3 entre *S* e *O* para uma mesma derivação e na condição AP, porém estatisticamente significativo ( $p < 0,10$ ) apenas para as centrais e frontais, quando ocorrem as maiores latências.

Tabela 5.5: Intervalo de tempo ( $\Delta t$ , em ms) onde M-VEP na posição *O* difere estatisticamente daquele de *S* (*running t-test*,  $\alpha = 0,10$ ), para a ED de aproximação. Atraso temporal ( $\tau$ , em ms) do pico P3 do M-VEP de *S* relativo aquele de *O*.

EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
$\Delta t$	—	—	538:900	552:900	587:662	500:847	498:803	505:852	498:573	470:752	488:862
$\tau$	13,3	8,3	21,7	20	16,7	45	48,3	38,3	46,7	51,7	46,7

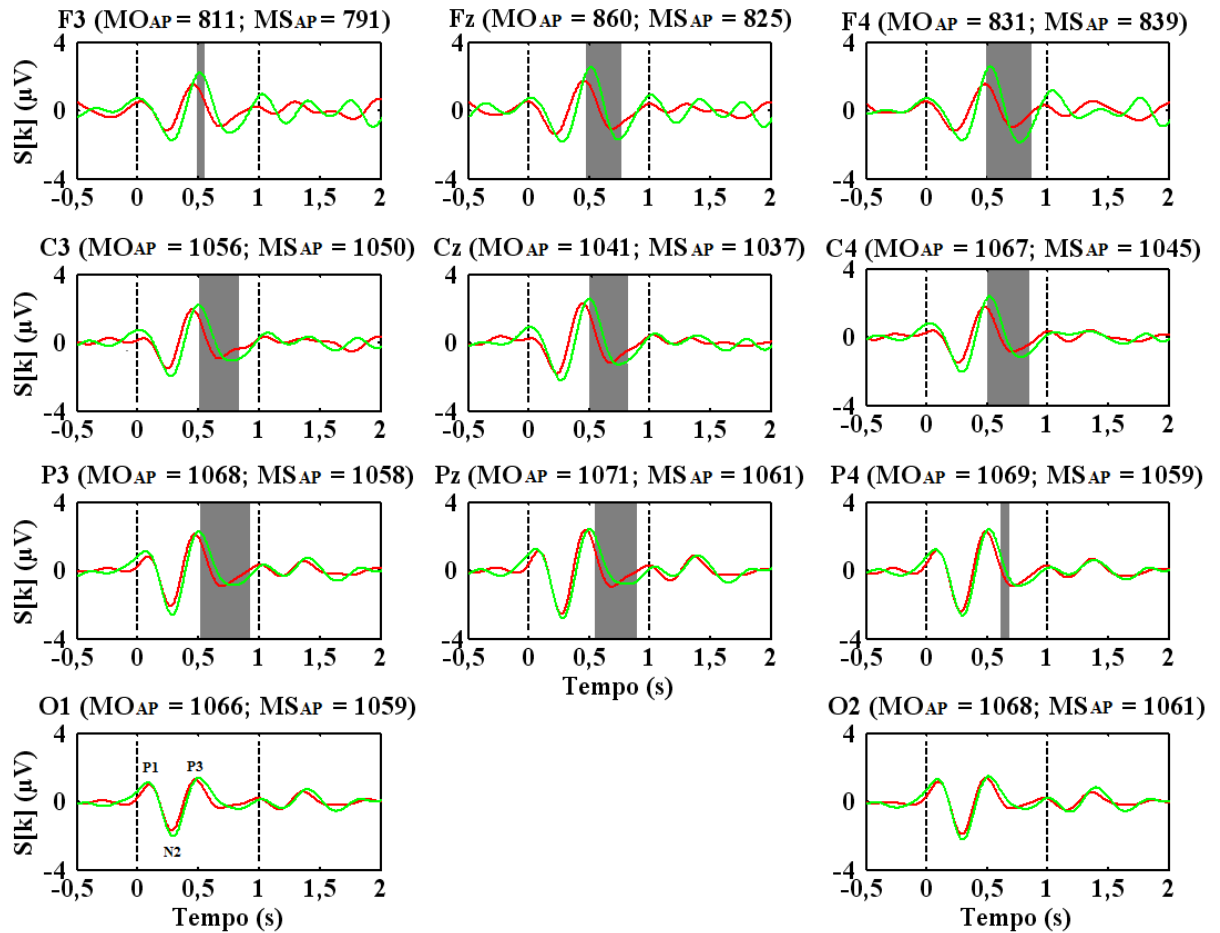


Figura 5.8: *Grand-Averaged* do conjunto dos M-VEPs eliciados pela dinâmica de aproximação do cenário virtual, para as posições ortostática (vermelho) e sentada (verde), estimados com  $MO_{AP}$  e  $MS_{AP}$  épocas livres de artefacto, respectivamente. O tracejado vertical indica o intervalo de ED (1 s). As áreas cinzentas apontam os resultados do *running t-test*, onde o padrão da posição *S* difere da *O* ( $p < 0,10$ ).

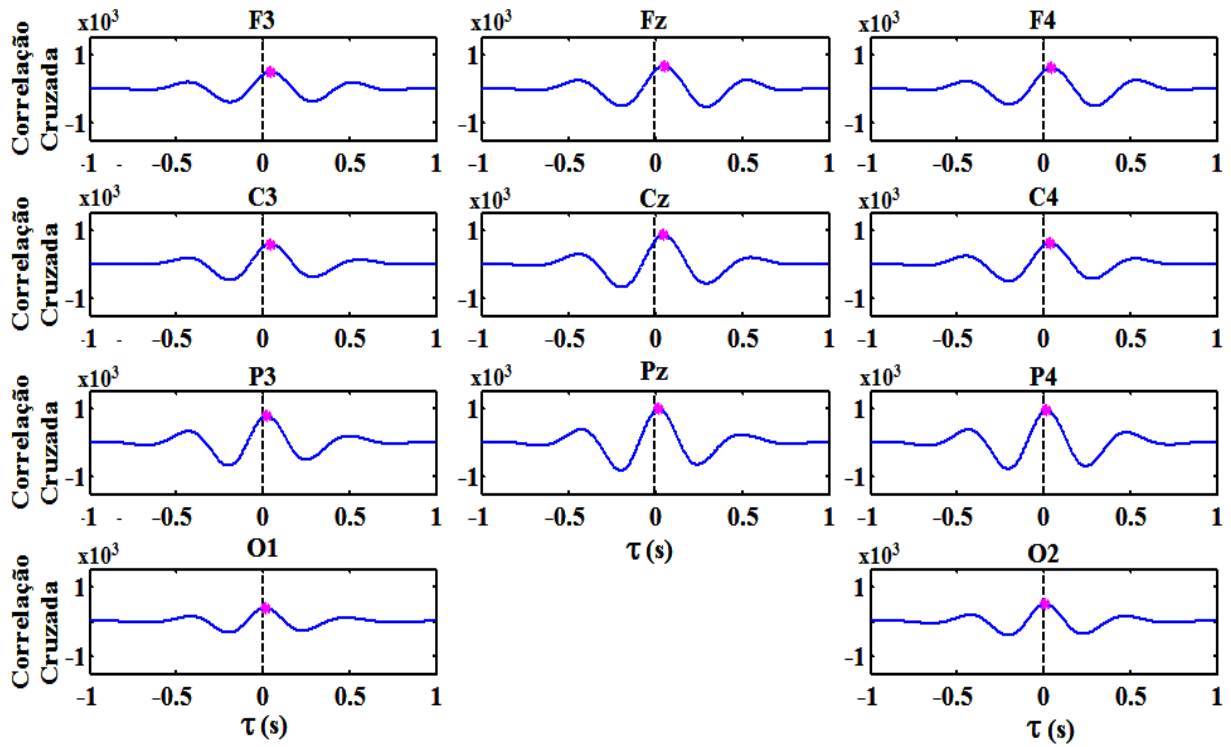


Figura 5.9: Correlação cruzada entre os M-VEPs da figura anterior. Os pontos a rosa assinalam o atraso temporal ( $\tau$ , Tabela 5.5) do pico P3 do M-VEP de *S* relativo aquele de *O* na ED de AP.

O *grand-averaged* do conjunto de M-VEPs calculado para a estimulação dinâmica de afastamento também apresenta dominância de N2 em relação a P1, independentemente da posição e derivação EEG (Figura 5.10). Além disso, o pico da componente N2 e a amplitude pico-a-pico N2 – P3 são maiores no córtex parietal. Nota-se também a similaridade entre as morfologias dos padrões M-VEP, porém com atraso mais evidente para a posição *S* nas derivações fronto-centrais. O resultado do *running t-test* indica haver um intervalo entre 500 e 900 ms após o início da estimulação AF no qual o padrão M-VEP estimado para *S* difere estatisticamente daquele para a posição *O* ( $p < 0,10$ , área cinzenta na Figura 5.10).

A Figura 5.11 ilustra o resultado da correlação cruzada, o qual indica um atraso da componente P3 para a posição *S* em relação a *O* durante estimulação AF. Embora ocorrendo em todas as derivações EEG, o atraso desta componente é significativo somente nas derivações centrais ( $p < 0,10$ , Tabela 5.6).

Tabela 5.6: Intervalo de tempo ( $\Delta t$ , em ms) onde M-VEP na posição  $O$  difere estatisticamente daquele de  $S$  (*running t-test*,  $\alpha = 0,10$ ), para a ED de afastamento. Atraso temporal ( $\tau$  em ms) do pico P3 do M-VEP de  $S$  relativo aquele de  $O$ .

EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
$\Delta t$	558:900	580:900	608:900	585:900	568: 900	583:695	<b>520:900</b>	537:672	595:642	547:643	538:653
$\tau$	16,7	15	8,3	11,7	21,7	20	33,3	23,3	5,0	11,7	20

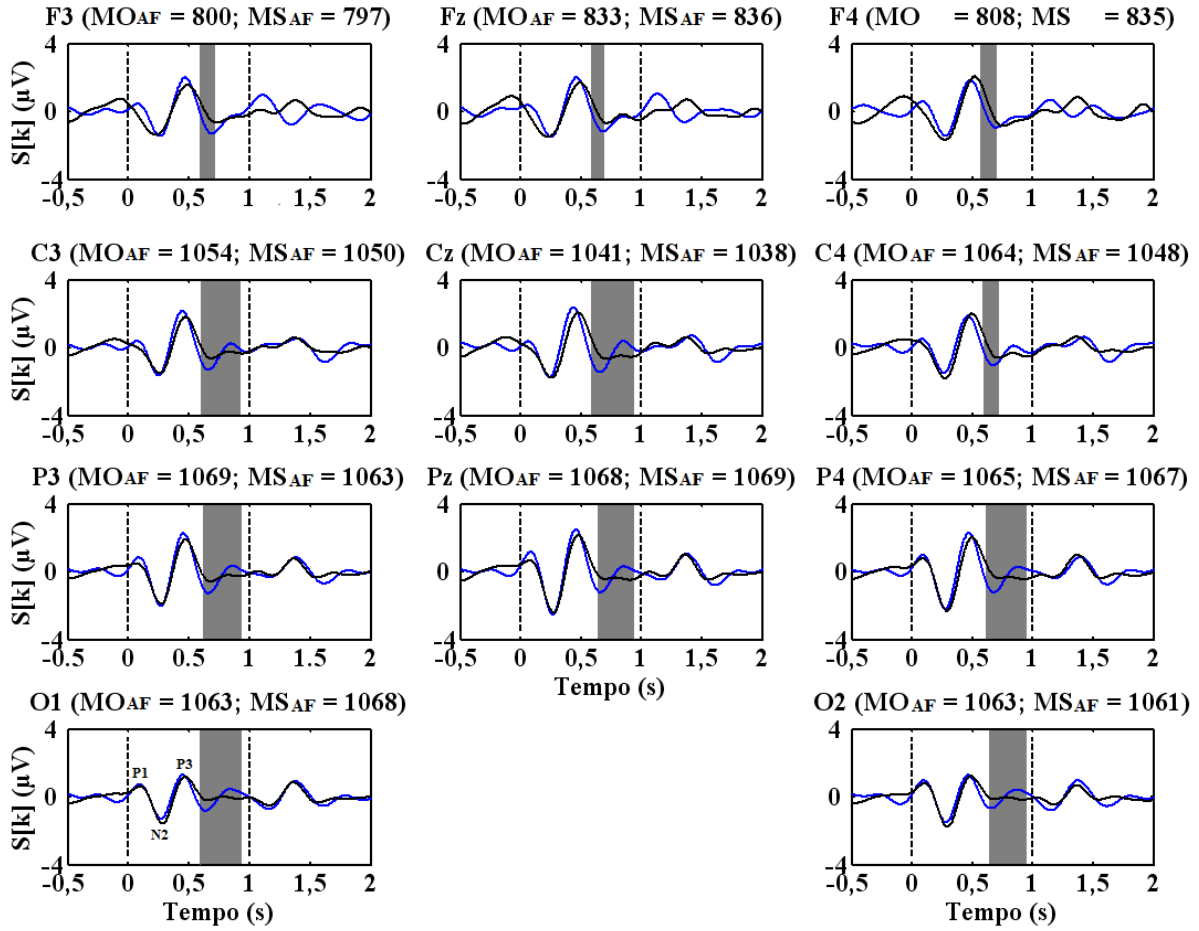


Figura 5.10: *Grand-Averaged* do conjunto dos M-VEPs eliciados pela dinâmica de afastamento do cenário virtual, para as posições ortostática (azul) e sentada (preto), estimados com  $MO_{AF}$  e  $MS_{AF}$  épocas livres de artefacto, respectivamente. O tracejado vertical delimita o intervalo de ED (1 s). As áreas cinzentas indicam os resultados do *running t-test*, onde o padrão da posição  $S$  difere da  $O$  ( $p < 0,10$ ).

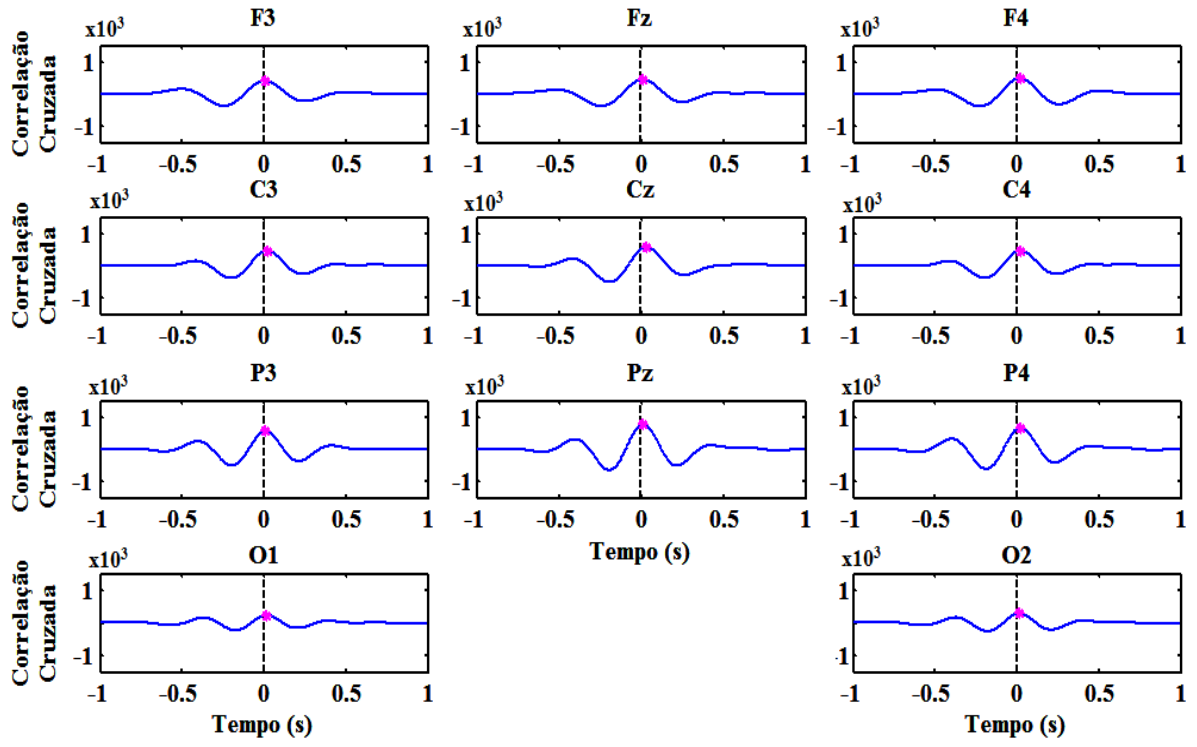


Figura 5.11: Correlação cruzada entre os M-VEPs da figura anterior. Os pontos a rosa assinalam o atraso temporal ( $\tau$ , Tabela 5.6) do pico P3 do M-VEP de *S* relativo aquele de *O* na ED de AF.





## CAPÍTULO VI

### Discussão

No presente estudo foi investigada a influência da posição postural (ortostática e sentada) no ciclo percepção - acção durante estimulação visual dinâmica. O protocolo de estimulação dinâmica baseou-se no clássico paradigma da sala móvel, porém utilizando um cenário em ambiente de realidade virtual. Este cenário foi desenvolvido para gerar um fluxo óptico paralelo ao eixo ântero-posterior do indivíduo mediante a translação do piso xadrez e das paredes (velocidade: 1,2 m/s), ao mesmo tempo em que os móveis foram expandidos ou reduzidos conjuntamente com a alteração da luminância (passos de 2 cd/m<sup>2</sup>). Tal efeito dinâmico permite induzir a percepção de auto-movimento do sujeito no sentido oposto ao movimento do cenário virtual (*linearvection*), similarmente ao reportado por ASTEN *et al.* (1988), DIJKSTRA *et al.* (1992), KESHNER *et al.* (2004), STREEPEY *et al.* (2007), HAIBACH *et al.* (2008), GUERRAZ e BRONSTEIN (2008) e DOKKA *et al.* (2009 e 2010). Entretanto, estes autores não investigaram a resposta cortical eliciada por tal estimulação dinâmica, uma vez que os protocolos foram apenas utilizados para estudar o controlo postural com base no deslocamento do centro de pressão sobre uma plataforma de força (sinal estabilométrico).

O cenário do protocolo de estimulação visual aqui utilizado foi aleatoriamente movimentado na direção A/P durante 1 s e intercalado por 6 s de cenário estático, independentemente da posição postural. Este período de cenário estacionário foi aplicado visando-se proporcionar a recuperação da estabilidade postural após o efeito perturbatório gerado pela estimulação visual dinâmica, especialmente estando o indivíduo na posição ortostática, conforme sugerido por DA\_SILVA (2010). Segundo estes autores, a instabilidade postural ortostática associada à presença de perturbações visuais pode ser mais evidenciada caso o intervalo de tempo entre um estímulo dinâmico e o seu consecutivo seja inferior a 3 s. A aleatoriedade na exposição dos cenários foi utilizada para evitar os ajustes posturais antecipatórios, bem como a habituação ao fluxo óptico, distintamente de KESHNER *et al.* (2004), STREEPEY *et al.*, (2007) e DOKKA *et al.* (2009 e 2010). Estes autores utilizaram um cenário dinâmico intermitente no sentido ântero-posterior e, portanto sem cenário estático. Também relataram interrupção do teste para alguns voluntários. Neste caso, a aplicação de estímulos sucessivos aumentou a amplitude do deslocamento corporal a cada nova estimulação, aumentando o risco de queda. Além disso, a realização do protocolo em blocos aqui utilizado minimizou o efeito da fadiga muscular em ambas as posições posturais. Segundo MAKI *et al.* (1996), JOHNSON *et al.* (2003), HAIBACH *et al.* (2008) e DA\_SILVA (2010), a fadiga corporal e o acúmulo de energia perturbatória gerado pela

estimulação visual tornam o sistema de controle cada vez mais instável, requerendo um maior tempo de recuperação de estabilidade.

Embora a estimulação dinâmica usada tenha sido concebida de forma a induzir a percepção de auto-movimento (ciclo percepção - ação), os parâmetros de estimulação aplicados também foram escolhidos para eliciar uma resposta cortical evocada pelo início do movimento do cenário virtual, o M-VEP. A luminância variável de 31 a 39 cd/m<sup>2</sup> no sentido de aproximação do cenário (e vice-versa) mimetiza a luminosidade de um ambiente real que se desloca diante de um observador parado. Segundo KUBA *et al.*, (2007), o M-VEP pode ser observado em condições de luminosidade equivalente a 20 cd/m<sup>2</sup>. Portanto, a luminância aqui utilizada é mais que o suficiente para gerar o M-VEP. Além disso, a duração de 1 s de cenário dinâmico intercalado com 6 s de cenário estático apresentou uma proporção de 1:6. Conforme sugerido por KUBA *et al.* (2007), para se obter o M-VEP, a estimulação dinâmica deve ser de curta duração, porém não inferior a 200 ms, e com uma proporção entre cenário dinâmico e estático menor ou igual a 1:5. Assim, pretendeu-se evitar a mistura entre as componentes do M-VEP eliciadas pelo início (*motion-on*) e o término (*motion-off*) do movimento. Adicionalmente, a quantidade de estímulos de movimentos aplicados por blocos (30 estímulos: 15 para cada sentido) está dentro da faixa (20 a 40 movimentos por bloco) preconizada por KUBA *et al.* (2007), a qual produz uma RSR suficiente para a promediação do sinal EEG.

Para todos os voluntários, independentemente da posição postural e derivação, a morfologia do sinal resultante da média coerente do EEG obtido durante a observação da parede branca (SOA e OOA) flutuou em torno do valor nulo em todas as derivações. Portanto, não houve geração do M-VEP na ausência de estímulo de movimento de um cenário visual. Entretanto, tanto a aplicação da estimulação dinâmica de aproximação, quanto à de afastamento eliciaram resposta cortical M-VEP com a presença das três componentes (P1, N2 e P3) em todas as derivações EEG. A dominância da componente N2 em relação a P1, bem como maior amplitude de N2 no córtex parietal reflete o padrão M-VEP gerado pelo processamento das estruturas do córtex visual e associativo eliciado por tal tipo de estimulação dinâmica, conforme apontado por KREMLÁČEK *et al.* (2004 e 2012), SCHELLART *et al.* (2004), KUBA *et al.* (2007) e PITZALIS *et al.* (2012). Segundo, KUBA *et al.* (2007), e MERCIER *et al.* (2009), a dominância de N2 não só estaria relacionada ao tempo de duração do estímulo visual de movimento (no mínimo: 200 ms), mas também pelo início de um movimento inesperado. Portanto, esta componente está fundamentalmente relacionada com o processamento do movimento do cenário proveniente da atividade neuronal dos canais magnocelulares e córtex extra-estriado. Além disso, nas duas posições posturais, as morfologias dos M-VEPs apresentaram menores amplitudes na região do córtex frontal, conforme observado por KUBA *et al.* (2007) para a posição sentada e DA\_SILVA *et al.* (2013) para ortostática. Geralmente, a baixa amplitude dos padrões de resposta evocada nesta área cortical pode estar associada à atividade cortical de propagação da informação por meio de processamento em paralelo (NIEDERMEYER, 2005; BEAR *et al.*, 2008).

Adicionalmente, a relação sinal ruído tende a ser baixa devido à rejeição de segmentos de sinais EEG com artefactos de movimento ocular ou piscar de olhos (NIEDERMEYER, 2005).

Independentemente da posição postural, os resultados dos voluntários exemplificados ilustraram a variabilidade intra e inter-individual da resposta cortical M-VEP eliciada pela estimulação visual dinâmica. Para os dois sentidos de estimulação dinâmica durante a posição ortostática, a amplitude da componente N2 do M-VEP nas derivações parietais variou entre  $-2,0$  e  $-5,0 \mu V$ , assemelhando-se ao observado por DA\_SILVA *et al.* (2013), os quais utilizaram cenário virtual análogo ao aqui empregado. Para a posição sentada, esta componente apresentou amplitude variando entre  $-3,0$  e  $-7,0 \mu V$  e, portanto, maior que a observada para a posição ortostática. Entretanto, tais faixas diferem daquela reportada por KUBA *et al.* (2007), de  $-7,2$  a  $-21,2 \mu V$ , para estímulos de movimento radial aleatório. Segundo estes autores, a expansão / redução de uma imagem aumenta a amplitude da componente N2, quando comparada com aquela resultante de um movimento translacional esquerdo / direito ( $-5,6$  a  $-12,8 \mu V$ ). Além disso, esta componente pode ser atenuada pela adaptação visual, como movimentos com a mesma orientação ou sentido ou por uma paisagem estática, como reportado por HOFFMANN *et al.* (2001), GUO *et al.* (2008), MERCIER *et al.* (2009) e KREMLÁCEK *et al.* (2007, 2012). Como os estímulos de aproximação e afastamento aqui aplicados foram aleatoriamente e intercalados com cenário estático, tal diferença pode ser explicada pelo tipo de movimento do cenário exibido no presente estudo: uma composição de estímulos de expansão / redução dos objectos e de estímulo de translação do piso, das paredes e do teto.

A latências da componente N2 variaram entre 200 e 400 ms ao longo de todas as derivações EEG, tanto durante o cenário de aproximação, quanto com este em afastamento. Esta faixa de tempo de processamento cortical foi próxima à repostada por DA\_SILVA *et al.* (2013), porém para a posição ortostática (250 e 350 ms). Entretanto, para a postura sentada, esta faixa temporal é maior que aquela (150 a 164 ms) reportada por KREMLÁCEK *et al.* (2004) e KUBA *et al.* (2008) para o movimento radial de um anel concêntrico com duração de 200 ms. Segundo PICTON *et al.* (2000) e KREMLÁCEK *et al.* (2012), a variabilidade inter-individual no tempo de resposta é dependente da duração do estímulo de movimento e da complexidade do cenário exibido. Quanto maior a quantidade de atributos disponíveis ao observador (formas, dimensões e quantidade de objetos, distâncias diferentes entre os objetos e posição destes no campo visual), maior será o tempo de processamento cortical necessário para que haja uma cognição daquilo que se vê.

Para o conjunto dos voluntários durante a posição postural ortostática, as distribuições da componente N2 do M-VEP eliciada pela estimulação dinâmica de aproximação em nada difere daquela de afastamento (*Wilcoxon*,  $p > 0,2$ ). O mesmo pôde ser observado para a componente P3 e a amplitude pico-a-pico N2 - P3. Tais resultados indicam que, para esta posição postural, as componentes do M-VEP independem do sentido do cenário, conforme apontado por DA\_SILVA *et al.* (2013). Entretanto, para a posição sentada, o teste de *Wilcoxon* indicou haver diferenças significativas ( $p < 0,08$ ) entre as distribuições da amplitude de N2 apenas no hemisfério cortical

esquerdo, onde esta componente apresenta maiores valor de amplitude para a condição de afastamento do cenário. Tal resultado é parcialmente similar daquele obtido por KUBA *et al.* (2007) e KREMLÁČEK *et al.* (2007 e 2012), os quais investigaram, unicamente, as derivações mediais (Oz, Pz, Fz e Cz) de 10 voluntários sentados durante estimulação denâmica de expansão / redução de um anel concêntrico. Uma possível explicação para a diferença entre os hemisférios cerebrais estaria relacionada à lateralidade dos voluntários (88% de destros), embora tal diferença não tenha sido observada para a posição ortostática.

Ao se comparar as posições posturais na condição de aproximação do cenário, tanto a distribuição das amplitudes da componente N2 como as do pico-a-pico N2 - P3 obtidas para a posição ortostática diferem ( $p < 0,09$ ) daquela da posição sentada, com maiores valores para esta última. Além disso, independentemente do sentido do estimulação visual dinâmica, o teste de *Wilcoxon* resultou em diferença ( $p < 0,06$ ) entre as distribuições da latência da componente P3 do M-VEP, sugerindo um maior atraso desta para a posição sentada nas derivações parietais, frontais e centrais. Conforme apontado por KREMLÁČEK *et al.* (2004 e 2012), KUBA *et al.* (2007) e GUO *et al.* (2008), esta componente reflete o processamento de movimentos complexos do ambiente virtual, independentemente da direção da estímulo. Assim, quanto mais complexo for o cenário, maior a latência desta componente. Como a sequência aleatória de estimulação foi a mesma para as posições aqui investigadas, este atraso poderia estar relacionado com a condição postural. Além disso, segundo HORAK *et al.* (1997), as exigências associadas ao controlo cortical diminuem ao se aumentar a estabilidade postural, como ocorre, por exemplo, na posição sentada. Tal associação também foi observado por DA\_SILVA (2010), ao investigar a sincronização/dessincronização cortical entre a posição ortostática e sentada.

O *grand-averaged* do conjunto dos padrões M-VEPs eliciados pela estimulação dinâmica de aproximação e afastamento do cenário virtual, durante ambas as posições posturais, evidenciou a dominância de N2 em relação a P1 em todas as derivações EEG. Independente do sentido de movimentação do cenário, o padrão M-VEP obtido com os sujeitos sentados apresentou atraso em relação ao da posição ortostática, principalmente nas derivações fronto-centrais, apesar de terem morfologia semelhante. Segundo BEAR *et al* (2008) as regiões fronto-centrais do córtex estão associadas ao planeamento motor e, portanto, são dependentes da posição postural para que se gere uma acção motora coordenada. Além disso, o *running t-test* apontou haver diferença ( $p < 0,10$ ) entre os padrões M-VEPs das posições ortostática e sentada no intervalo de 470 a 900 ms após o início da estimulação de aproximação e de 500 a 900 ms após o início da estimulação de afastamento, excepto nas derivações occipitais. Segundo LEBER *et al.*, (2013), esta faixa temporal caracteriza a cognição e o planeamento motor que compõem o ciclo percepção-acção. Adicionalmente, tais diferenças ocorreram segundo uma ordenação espaço-temporal de fronto-centro-parietal, o que, segundo BEAR *et al.* (2008) reflete um processamento cerebral hierarquico dos centros superiores relacionados com a cognição, a acção motora e a realimentação do controlo da postura.

A correlação cruzada indicou o atraso temporal do processamento cortical da componente P3 para a posição sentada relativamente à ortostática, independentemente das condições de estimulação e derivações EEG. Esta evidência complementou os resultados estatísticos obtidos para a distribuição da latência desta componente, ao se considerar o conjunto dos voluntários. Além disso, a ordenação espaço-temporal do atraso indica haver uma percepção da perturbação visual para uma acção consecutiva de controlo com o objectivo da manutenção do equilíbrio postural, como reportado por DA\_SILVA *et al.* (2013). O facto do atraso da componente P3 ser significativo (*teste Wilcoxon*,  $p < 0,10$ ) nas derivações fronto-centrais para o estímulo de aproximação do cenário, sugere maior efeito desta estimulação no processamento cortical da acção motora. Segundo KUBA *et al.* (2007), KREMLÁČEK *et al.* (2004, 2007 e 2012), DA\_SILVA (2010) e DA\_SILVA *et al.* (2013), a aproximação do cenário provoca a ilusão de que algo se movimenta na direcção do indivíduo. Esta expansão da imagem na retina aumenta o recrutamento de células ganglionares do tipo magnocelular e, conseqüentemente, pela condutividade da informação nos canais correspondentes até o córtex visual, conforme apontado por BEAR *et al.* (2008). Ao contrário da estimulação de afastamento, a qual reduz a imagem na retina. Portanto, os resultados aqui reportados refletem as propriedades neurofisiológicas do sistema de controlo postural: a antecipação do processamento hierárquico relacionado com a cognição, o planeamento e a acção motora associadas às maiores exigências da posição ortostática para manter o equilíbrio no ciclo percepção-acção.



## CAPÍTULO VII

### Conclusão

A estimulação visual dinâmica foi aplicada para investigar a influência da posição postural no ciclo percepção – acção. O protocolo experimental foi concebido para eliciar uma resposta cortical relacionada ao movimento (M-VEP) de um cenário virtual, o qual se afasta ou aproxima de um observador parado em duas posições posturais: ortostática e sentada. Foi utilizada a média coerente de segmentos de sinais EEG multicanal sincronizados com o início da estimulação visual dinâmica, para evidenciar o M-VEP nessas posições posturais.

Para cada um dos 25 indivíduos, independentemente da posição postural e sentido do movimento, o padrão M-VEP apresentou as componentes P1, N2, P3, com dominância de N2 em relação à P1. O *grand-averaged* do conjunto de M-VEPs também conformou esta mesma morfologia, com maiores amplitudes nas derivações EEG da região occipito-parietal, evidenciando o processamento das estruturas do córtex visual e associativo eliciado pelo tipo de protocolo de estimulação dinâmica aqui aplicado.

O *running t-test* indicou que, no intervalo 470 a 900 ms após o início da estimulação dinâmica, o *grand-averaged* do M-VEP para a posição ortostática diferiu daquele para a posição sentada com uma configuração espaço-temporal fronto-centro-parietal de processamento cortical. Além disso, independentemente do sentido da estimulação dinâmica, a distribuição da latência da componente P3 para a posição ortostática também diferiu daquela de sentada. A correlação cruzada indicou atraso de P3 para a posição sentada em relação à ortostática, em particular nas derivações frontais e centrais durante a aproximação do cenário e apenas nas derivações centrais durante o seu afastamento.

Estes resultados refletem a antecipação do processamento hierárquico relacionado com a cognição, o planeamento e a acção motora, associados às maiores exigências da manutenção da posição ortostática. Logo, evidencia a potencialidade do protocolo aqui utilizado na investigação do ciclo percepção – acção durante posições posturais distintas.

### 7.1. Perspectivas Futuras

A influência da posição postural no ciclo percepção – acção do processamento cortical eliciado pela estimulação aqui aplicada pode ser investigada utilizando-se técnicas no domínio da frequência, tal como a análise espectral e o índice de Dessincronismo/Sincronismo, ERD/ERS(f). Estas técnicas de detecção objetiva de resposta podem ser aplicadas objectivando identificar as bandas

de potência do sinal EEG das regiões corticais mais responsivas, associadas ao sentido da estimulação dinâmica. Além disso, o paradigma da sala móvel aqui aplicado poderá ser usado para investigar a associação entre o processamento cortical e a resposta motora de controle postural, medida através as oscilações corporais com o voluntário sobre uma plataforma de força simultaneamente com sinais de electromiografia e/ou acelerometria. Assim, com base na realidade virtual, podem-se estabelecer parâmetros de estimulação dinâmica que alterem a estabilidade postural, permitindo a sua aplicação na prática clínica e na reabilitação de sujeitos com o controle motor comprometido.



## Referências Bibliográficas

- ADKIN, A. L., QUANT S., MAKI B. E., MCILROY W. E., 2006, “Cortical responses associated with predictable and unpredictable compensatory balance reactions”, *Experimental Brain Research*; v.172, pp. 85–93.
- AKIDUKI, H., UNO, A., ARAI, K., MORIOKA, S., OHYAMA, S., NISHIIKE, S., TAMURA, K., TAKEDA, N., 2005, “Effects of immersion in virtual reality on postural control”, *Neuroscience Letters*, v. 379, pp. 23-26.
- ASTEN, W. N. J. C. V., GIELEN, C. C. A. M., GON, J. J. D. V. D., 1988, “Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments”, *Experimental Brain Research*, v. 73, pp. 371-383.
- BEAR, M., F., CONNORS, B. W., PARADISO, M. A., 2008, *Neurociências – Desvendando o Sistema Nervoso*, 3ª ed, Porto Alegre, Artmed Editora.
- BRONSTEIN, A. M., 1986, “Suppression of visually evoked postural responses.”, *Experimental Brain Research*, v.63, pp.655-8.
- CELESIA, G. C., and PEACHEY, N. S., 2005, “Visual Evoked Potentials and Electroretinograms”. In: Niedermeyer, E., and Lopes Silva F.H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*, 5<sup>th</sup> ed., chapter 52, Baltimore, USA, Lippincott Williams & Wilkins.
- CHIAPPA, K. H.; 1997, *Evoked Potentials in Clinical Medicine*, 3<sup>rd</sup> ed, Philadelphia, USA, Lippincott-Raven Publishers.
- CHIARI, L., BERTANI, A., CAPELLO, A., 2000, “Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters”, *Human Movement Science*, v. 19, pp. 817–842.
- DA SILVA, P. J. G., 2010, “Análise eletroencefalográfica do controle postural ortostático em ambiente de realidade virtual”, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
- DA SILVA, P. J. G., ROSA, B.P., CAGY, M. and INFANTOSI, A. F. C., 2013, “Motion-Related VEPs Elicited by Dynamic Virtual Stimulation.” In: *IFMBE Proceedings v. 41, XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, Seville, pp.1809-12, 25-28, September.
- DA SILVA, P. J. G., GANDRA, V. D., OLIVEIRA, L. F., INFANTOSI, A. F. C., NADAL, J., 2008, “Análise do sinal estabilométrico na estimativa do tempo de recuperação da estabilidade após perturbação visual”. In: *Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, v.784, Salvador, Bahia, Brasil, 2006.
- DIJKSTRA, T. M. H., GIELEN C. C. A. M., MELIS B. J. M., 1992, “Postural responses to stationary and moving scenes as a function of distance to the scene.”, *Human Movement Science*, v.11, pp.195-203.
- DOKKA, K., KENYON, R. V., KESHNER, E. A., 2009, “Influence of visual scene velocity on segmental kinematics during stance”, *Gait & Posture*, v. 30, pp. 211-216.

- DOKKA, K., KENYON, R. V., KESHNER, E. A., KORDING, K. P., 2010, "Self versus environment motion in postural control.", *PLoS Computational Biology*, v. 6(2), p. e1000680
- EDMONDS JR., H. L.; 1992, "Assessment of Anesthetic Adequacy for the Prevention of Intraoperative Awareness.", *Progress in Anesthesiology*, v. 6, chapter 21, pp. 318-328.
- GUERRAZ, M. and BRONSTEIN, A. M., 2008, "Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium", *Journal of Vision*, v.38, pp.391-98.
- HAYKIN, S. e VEEN, V. B., 2001, *Sinais e Sistemas*, 1ª ed., Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil, Bookman.
- HAIBACH, P. S., SLOBOUNOV, S. M., NEWELL, K. M., 2008, "The potential application of a virtual moving environment for assessing falls in elderly adults", *Gait & Posture*, v. 27, n. 2, pp.303-308.
- HOFFMANN, M. B., UNSÖLD, A. S., BACH, M., 2001, "Directional tuning of human motion adaptation as reflected by the motion VEP.", *Vision Research*, v.41, pp.2187-94.
- HORAK, F.B., and MACPHERSON, J.J., 1996, "Postural orientation and equilibrium". In Rowell LB, Sherpherd JT (ed.). *Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts*. New York: American Physiological Society by Oxford University Press, pp. 255-292.
- HORAK, F. B., HENRY, S. M., SHUMWAY-COOK, A., 1997, "Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders.", *Physical Therapy*, v.77, pp.517-33.
- HORAK, F.B., 2006, "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?", *Age and Ageing*, 35-S2, pp. ii7 - ii1.
- JASPER H.H., 1958, "The ten-twenty electrode system of the International Federation.", *EEG Clin. Neurophysiol*, v. 1, pp. 371-5.
- JOHNSON, C. B., MIHALKO, S. L., NEWELL, K. M., 2003, "Aging and time needed to reacquire postural stability", *Journal of aging and Physical Activity*, v. 11, pp. 459-469.
- KANDEL, E. R., 2000, "Perception of motion, depth, and form", In: Kandel, E.R., Schwartz, J.H. and Jessel, T.M. (eds), *Principles of Neurological Science*, 4<sup>th</sup> ed., chapter 28, pp. 549-570, New York, USA, Elsevier.
- KELLY, J. W., LOOMIS, J. M., BEALL, A. C., 2005, "The influence of perceived relative motion in the control of posture", *Experimental Brain Research*, v. 161, n. 3, pp. 285-292.
- KESHNER, E. A., KENYON, R. V., LANGSTON, J., 2004, "Postural responses exhibit multisensory dependencies with discordant visual and support surface motion", *Journal of Vestibular Research*, v. 14, pp. 307-19.
- KLEM, G. H., LUDERS, H.O., JASPER, H.H., ELGER, C., 1999, "The ten-twenty electrode system of the International Federation.", In: DEUSCHL, G. and EISEN, A. (eds), *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Physiology*, Toronto, Canada, Elsevier Science B.V.
- KREMLÁČEK, J., Kuba, M., CHLUBNOVÁ, J., & KUBOVÁ, Z., 2004., "Effect of stimulus localisation on motion-onset VEP.", *Vision Research*, v.44, pp.2989-3000.

- KREMLÁČEK, J., HULAN, M., KUBA, M., KUBOVÁ, Z., LANGROVÁ, J., VÍT, F., and SZANYI, J., 2012 “Role of latency jittering correction in motion-onset VEP amplitude decay during prolonged visual stimulation”, *Doc. Ophthalmol.*, vol. 124, no. 3, pp. 211-223, June.
- KUBA, M., KUBOVÁ, Z., KREMLÁČEK, J., LANGROVÁ, J., 2007, “Motion-onset VEPs: Characteristics, methods, and diagnostic use”. *Vision Research*, v. 47, pp.189–202
- LEBER, A. B., LECHAK, J. R., TOWER-RICHARDI, S. M., 2013, “What do fast response times tell us about attentional control?”, *Journal of Vision*, v. 31, pp.1-12.
- LEE, D. N. and LISHMAN, J. R., 1975, “Visual proprioceptive control of stance.”, *Journal of Human Movement Studies*, v.1, pp.87-95.
- LISHMAN, J. R. and LEE, D. N., 1973, “The autonomy of visual kinaesthesia.”, *Perception*, London, v.2, n.3, p.287-294.
- LOPES DA SILVA, F. H., 2005, “Event-Related Potentials: Methodology and Quantification”. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5<sup>th</sup> ed., chapter 50, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.
- MAKI, B. E., MCILROY, W. E., 1996, “Postural control in the older adult”, *Gait and Balance Disorder*, v. 12, pp. 635.
- MERCIER, M., SCHWARTZ, S., MICHEL, C. M., and BLANKE, O., 2009, “Motion direction tuning in human visual cortex”. *European Journal of Neuroscience*, v. 29, no. 2, pp. 424-434, January.
- MERGNER T, MAURER C., and PETERKA R., 2003, “A multisensory posture control model of human upright stance.”, *Progress in Brain Research*; v.142 pp.189-201.
- MERGNER T, SCHWEIGART G, MAURER C, BLUMLE A., 2005, “Human postural responses to motion of real and virtual visual environments under different support base conditions.” *Experimental Brain Research*, v.167 pp.535–6.
- MISULIS, K. E., 1994, “General Description of Evoked Potentials”, .In: Misulis, K. E., (ed), *Spehlmann's Evoked Potential Primer: Visual, Auditory and Somatosensory Evoked Potentials in Clinical Diagnosis*, 2<sup>nd</sup> ed., chapter 1, Boston, USA, Butterworth-Heinemann.
- MOCHIZUKI, G., SIBLEY, K.M., ESPOSITO, J.G., CAMILLERI, J.M., McLLROY, W.E., 2008, “Cortical Responses Associated with the Preparation and Reaction to full-body Perturbations to Upright Stability”, *Clinical Neurophysiology* v. 119, pp 1626–1637.
- NIEDERMEYER, E., 2005, “The normal EEG of the waking adult”. In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F. H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5<sup>th</sup> ed., chapter 9, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.
- NIEDERMEYER, E., and LOPES DA SILVA, F. H., 1993, *Eletroencephalography: Basics Principles, Clinical applications, and related Fields*, 3<sup>rd</sup> ed, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.
- PAULUS M, TRAUBE A, BRANDT T., 1984, “Visual stabilization of posture physiological stimulus characteristics and clinical aspects.”, *Brain*, 1;v.107, pp.1143-63.

- PAULUS, W. M., STRAUBE, A., KRAFCZYK, S., BRANDT, T., 1989, "Differential effects of retinal target displacement, changing size and changing disparity in the control of anterior/posterior and lateral body sway", *Experimental Brain Research*, v. 78, pp. 243-252.
- PERCIO, C. D., BABILONI, C., MARZANO, N., IACOBONI, M., INFARINATO, F., VECCHIO, F., LIZIO, R., ASCHIERI, P., FIORE, A., TORÀNI, G., GALLAMINI, M., BARATTO, M., EUSEBI, F., 2009, "Neural efficiency of athletes' brain for upright standing: A high-resolution EEG study", *Brain Research Bulletin*, v. 79, pp. 193-200.
- PERCIO, C. D., BRANCUCCI, A., BERGAMI, F., MARZANO, N., FIORE, A., CIOLO, E. D., ASCHIERI, P., LINO, A., VECCHIO, F., IACOBONI, M., GALLAMINI, M., BABILONI, C., EUSEBI, F., 2007, "Cortical alpha rhythms are correlated with body sway during quiet open-eyes standing in athletes: A high-resolution EEG study", *NeuroImage*, v. 36, pp. 822-829.
- PFURTSCHELLER, G. and LOPES DA SILVA, F. H., 2005, "EEG Event-Related Desynchronization (ERD) and Event-Related Synchronization (ERS).", In: Niedermeyer, E. and Lopes da Silva, F. H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5<sup>th</sup> ed., chapter 51, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.
- PICTON, T.W., BENTIN, S., BERG, P., DONCHIN, E., HILLAYARD, S.A., JOHNSON, R. Jr., MILLER, G.A., RITTER, W., RUCHKIN, D.S., RUGG, M.D., TAYLOR, M.J., 2000, "Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria". *Psychophysiology* 37:127–152
- PURVES, D., AUGUSTINE, G. J., FITZPATRICK, D., HALL, W. C., LAMANTIA, A. S., McNAMARA, J. O., WILLIAMS, S. M., 2004, *Neuroscience*, 3<sup>rd</sup> ed., Sunderland, USA, Sinauer Associates.
- REILLY, E. L., 2005, "EEG Recording and Operation of the Apparatus" In: Niedermeyer, E., Lopes da Silva, F.H. (eds), *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 5th ed., chapter 7, Baltimore, USA, Williams & Wilkins.
- RODIECK, R. W., 1998, *The first steps in seeing*, 1st ed., Massachusetts, USA, Sinauer Associates.
- ROUGIER, P., 2003, "The influence of having the eyelids open or closed on undisturbed postural control", *Neuroscience Research*, v. 47, n. 1, pp. 73-83.
- SANEI, S and CHAMBERS, J. A., 2007, *EEG Signal Processing*, 1<sup>st</sup> ed., England, United Kingdom, John Wiley & Sons.
- SHELLART, N. A., TRINDADE, M. J., REITS, D., VERBUNT, J. P., SPEKREIJSE, H. 2004, "Temporal and spatial congruence of components of motiononset evoked responses investigated by whole-head magneto-electroencephalography.", *Vision Research*, v.44, pp.119–134.
- SCHÖNER, G., 1991, "Dynamic theory of action-perception patterns: the moving room paradigm", *Biological Cybernetics*, v. 64, pp. 455-462.
- SCHÖNER, G., DIJKSTRA, T.M.H., JEKA, J. J (1998). "Action-perception patterns emerge from coupling and adaptation", *Ecological Psychology*, v. 10, pp. 323-346.
- SILBERNAGL, S., LANG, F., 2000, *Color Atlas of Photophysiology*, 1<sup>st</sup> ed., New York, USA, Thieme.

- SLOBOUNOV, S., HALLET, M., STANHOPE, S. and SHIBASAKI, H., 2005, "Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study", *Clinical Neurophysiology*, v. 116, pp. 315-323.
- STOFFREGEN, T. A., 1986, "The role of optical velocity in the control of stance.", *Percepttion & Psychophysics*, v.39, pp.355-60.
- STREEPEY, J. W., KENYON, R. V., KESHNER, E. A., 2007, "Field of view and base of support width influence postural responses to visual stimuli during quiet stance", *Gait & Posture*, v. 25, pp. 49-55.
- THORPE, S.J., BACON-MACÉ, N., MARC J.M.M, FABRE-THORPE, M., 2005, "The time course of visual processing: Backward masking and natural scene categorization", *Vision Research*, v. 45, pp. 1459–1469.
- WEEKS, D.L., FORGET, R., MOUCHININO, L., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D., 2003, "Interaction between attention demanding motor and cognitive tasks and static postural stability", *Gerontology* v. 49, pp. 225–232.
- WOOLLACOTT, M. and SHUMWAY-COOK, A., 2002, "Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research.", *Gait and Posture*, v.16 pp.1-14.

## Anexo A

### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

“A Influência da Posição no Ciclo Percepção-Ação Durante Estimulação Visual Dinâmica”

Você está a ser convidado a participar como voluntário de um estudo que objectiva investigar a actividade cerebral durante um exame de estabilometria com estimulação visual dinâmica (cenário de aproximação e afastamento). Todo o procedimento relativo a este estudo será realizado no Laboratório de Processamento de Sinais e Imagens do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE), na Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), sob a coordenação do Prof. Dr. Antonio Fernando Catelli Infantosi.

Os dados colectados neste projecto de pesquisa são basicamente: (a) questionários de anamnese e sinais biológicos referentes à (b) actividade eléctrica do cérebro (electroencefalograma, EEG) e (c) equilíbrio postural ortostático e sentado (protocolo de estabilometria). Numa sala especialmente preparada serão adquiridos simultaneamente o EEG através de eléctrodos posicionados na superfície do escalpo (cabeça) e o deslocamento do centro de pressão por meio de uma plataforma de força (balança). Inicialmente, você sentar-se-á numa poltrona confortável para que os eléctrodos sejam montados no escalpo. Antes do início da experiência você permanecerá por 3 minutos sentado descansando na poltrona e, de seguida, deverá posicionar-se sobre a plataforma de força, descalço em posição ortostática com os olhos abertos observando uma parede branca durante 5 minutos. Após descansar, novamente, por 3 minutos na poltrona, você irá se levantar e se posicionar em pé sobre a plataforma de força, como instruído anteriormente, com os olhos fechados. O mesmo será feito para a posição sentada. Em particular, o EEG colectado na posição sentada com os olhos fechados (EEG espontâneo) será, posteriormente, utilizado como sinal de referência. Durante cerca de 18 minutos correspondentes à aquisição dos sinais estabilométricos e EEG na presença de estímulos dinâmicos, você irá observar um cenário virtual de uma sala com o chão quadriculado, mesa e cadeira posicionadas no centro, que se aproximará ou afastará de si de forma aleatória. Nesta fase, você estará sentado ou em pé, alternadamente, com um intervalo de 3 minutos entre a transição de cada posição.

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo. A sua participação é voluntária e você tem a liberdade de recusar participar do estudo, bem como, caso aceite participar, retirar sua aceitação a qualquer momento, sem que isto lhe cause prejuízo de qualquer forma.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos envolvidos na pesquisa a qualquer momento; além disso, se qualquer informação for divulgada em relatórios, publicações ou quaisquer outros meios de comunicação, isto ocorrerá de maneira codificada, de modo que a confidencialidade seja mantida. As despesas de testes e instrumentação, necessárias para a realização do exame, não são da responsabilidade do participante, o qual não receberá qualquer valor em dinheiro para participação no estudo. Este projeto foi previamente aprovado por comitê de ética de acordo com as normas do Ministério da Saúde.

Você receberá uma cópia deste termo e outra ficará em poder do pesquisador responsável. Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) localizado no prédio do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF), Ilha do Fundão, Cidade Universitária, 1º andar, sala 01D-46-1, telefone 2562 2480, email – ccp@hucff.ufrj.br

### **Consentimento**

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo acima citado. Ficaram claros para mim os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, a garantia de proteção e do sigilo dos meus dados individuais, e de esclarecimentos permanentes. Estou ciente de que os resultados desta pesquisa poderão ser utilizados para divulgação científica.

Ficou claro também que a minha participação é isenta de despesas ou recompensas financeiras. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o mesmo, sem penalidade ou prejuízos de qualquer espécie.

Nome do Sujeito da Pesquisa: \_\_\_\_\_

Assinatura do Sujeito: \_\_\_\_\_

Rio de Janeiro, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 201\_\_

Nome do Pesquisador Responsável: \_\_\_\_\_

Assinatura do Pesquisador Responsável: \_\_\_\_\_

Rio de Janeiro, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 201\_\_

## Anexo B

# Inquérito dos dados pessoais do voluntário e Relatório Experimental

Dados da experiência:

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Voluntário # \_\_\_\_

Início montagem: \_\_\_\_:\_\_\_\_ Início da aquisição: \_\_\_\_:\_\_\_\_ Término: \_\_\_\_:\_\_\_\_

Temperatura ambiente: \_\_\_\_ °C

Dados do Voluntário:

Nome/Sigla: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Idade actual: \_\_\_\_\_

Massa (kg): \_\_\_\_\_ Estatura (cm): \_\_\_\_\_ Destro ( ) ou Canhoto ( )

Distância *nasion-inion*: \_\_\_\_\_ 10%: \_\_\_\_\_

Circunferência: \_\_\_\_\_ Circunferência/2: \_\_\_\_\_ 10%: \_\_\_\_\_

Posicionamento Oz: \_\_\_\_ cm do vértex Cor da touca: \_\_\_\_\_

### ANAMNESE

Apresenta alguma alteração e/ou relatos de:

( ) Comprometimentos Neurológicos ( ) Doenças Osteomioarticulares

( ) Deficiência Auditiva ( ) Labirintite

( ) Outros Qual(is)? \_\_\_\_\_

Pratica algum tipo de atividade física actualmente?

( ) Não

( ) Sim Qual(is)? \_\_\_\_\_

Qual a frequência semanal? \_\_\_\_\_

Faz uso de algum medicamento?

( ) Não



( ) Sim Qual (is)? \_\_\_\_\_

No momento apresenta alguma indisposição?

( ) Cefaléia                      ( ) Vertigem                      ( ) Fadiga                      ( ) Dor

Outros? Qual (is)? \_\_\_\_\_

Hábitos sociais:

( ) Alcoólatra

( ) Tabagista    Há quanto tempo? \_\_\_\_\_

Quantidade diária? \_\_\_\_\_

### **Protocolo e Relatório Experimental**

EEG espontâneo, com olhos abertos na posição sentada - S<sub>OA</sub>

(5 min): \_\_\_\_\_

EEG espontâneo, com olhos fechados na posição sentada - S<sub>OF</sub>

(5 min): \_\_\_\_\_

EEG espontâneo, posição ortostática na plataforma de força com olhos abertos - O<sub>OA</sub>

(5 min): \_\_\_\_\_

EEG espontâneo, posição ortostática na plataforma de força com olhos fechados - O<sub>OF</sub>

(5 min): \_\_\_\_\_

Estimulação virtual dinâmica (3 min 30 s)

S<sub>OA</sub>\_Bloco 1 : \_\_\_\_\_

O<sub>OA</sub>\_Bloco 1 : \_\_\_\_\_

S<sub>OA</sub>\_Bloco 2: \_\_\_\_\_

O<sub>OA</sub>\_Bloco 2: \_\_\_\_\_

S<sub>OA</sub>\_Bloco 3: \_\_\_\_\_

O<sub>OA</sub>\_Bloco 3 : \_\_\_\_\_

Observações finais:

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Avaliador:

\_\_\_\_\_

## Anexo C

### Tabelas de valores das componentes do M-VEP *Grand-Averaged*

Tabela C.1: Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP,  $\mu\text{V}$ ) N2—P3, durante estimulação visual dinâmica, referentes ao *Grand-Average* para as posições ortostática e sentada, na condição de aproximação. A negrito encontram-se destacados os valores mais extremos.

		EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
Componente N2	O	A	-1,6	-1,8	<b>-2,1</b>	-2,6	-2,4	-1,4	-1,7	-1,5	-1,2	-1,3	-1,1
		L	273	283	266	264	277	247	239	267	264	248	248
	S	A	-2,0	-2,2	-2,6	<b>-2,8</b>	-2,6	-2,0	-2,2	-2,4	-1,6	-1,8	-1,7
		L	283	<b>289</b>	276	274	272	271	273	282	271	261	279
Componente P3	O	A	1,2	1,4	2,1	2,3	<b>2,2</b>	1,8	2,1	1,7	1,5	1,6	1,4
		L	466	482	458	456	477	441	441	465	445	439	<b>456</b>
	S	A	1,4	1,5	2,3	2,4	<b>2,4</b>	2,2	2,6	2,4	2,2	2,5	2,6
		L	464	482	488	484	487	486	472	495	476	<b>486</b>	491
N2—P3	O	PP	2,8	3,2	4,2	4,9	<b>4,6</b>	3,2	3,8	3,2	2,7	2,9	2,5
	S	PP	3,4	3,7	4,9	<b>5,2</b>	5,0	4,2	4,8	4,8	3,8	3,8	4,3

Tabela C.2: Latência (ms) e Amplitude ( $\mu\text{V}$ ) das componentes N2 e P3 e do pico-a-pico (PP,  $\mu\text{V}$ ) N2–P3, durante estimulação visual dinâmica, referentes ao *Grand-Average* para as posições ortostática e sentada, na condição de afastamento. A negrito encontram-se destacados os valores mais extremos.

		EEG	O1	O2	P3	Pz	P4	C3	Cz	C4	F3	Fz	F4
Componente N2	O	A	-1,3	-1,5	<b>-2.1</b>	-2,6	-2,2	-1,7	-1,8	-1,5	-1,5	-1,4	-1,5
		L	269	275	262	264	271	261	250	270	261	267	274
	S	A	-1,6	-1,8	-2,0	<b>-2,5</b>	-2,4	-1,5	-1,8	-1,9	-1,4	-1,5	-1,8
		L	276	<b>280</b>	272	277	270	270	267	271	248	249	274
Componente P3	O	A	1,4	1,37	2,4	2,6	<b>2,4</b>	2,2	2,4	1,9	2,0	2,0	1,9
		L	438	443	451	453	460	424	423	461	450	453	<b>454</b>
	S	A	1,2	1,3	1,9	2,1	<b>2,0</b>	1,7	2,0	2,0	1,5	1,6	2,0
		L	465	479	472	483	494	452	464	484	461	<b>476</b>	486
N2—P3	O	PP	2,7	4,5	4,7	5,2	<b>4,6</b>	3,9	4,2	3,4	3,5	3,4	3,4
	S	PP	2,8	3,1	3,9	<b>4,6</b>	4,4	3,2	3,8	3,9	2,9	3,1	3,8